

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Ludwig–Maximilians–Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

# **Digitale und konventionelle Fertigungsprozesse vollkeramischer Einzelzahnkronen im Vergleich**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig–Maximilians–Universität zu München

vorgelegt von  
Matthias Sebastian Obermeier  
aus Landshut

2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer MME

Mitberichterstatter: PD Dr. Andreas Fottner  
PD Dr. Miriam Draenert

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 11.10.2018

# Eidesstattliche Versicherung

Matthias Sebastian Obermeier

Ich erkläre hiermit an Eides statt,  
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

## **Digitale und konventionelle Fertigungsprozesse vollkeramischer Einzelzahnkronen im Vergleich**

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 19.12.2017

Matthias Sebastian Obermeier

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand

In Dankbarkeit meiner Familie gewidmet

## **Inhaltsverzeichnis**

- I. Publikationsliste
- II. Einleitung
- III. Zusammenfassung / Summary
  - 1. Zusammenfassung
  - 2. Summary
- IV. Publikation I
- V. Publikation II
- VI. Literaturverzeichnis
- VII. Danksagung
- VIII. Lebenslauf

## **I. Publikationsliste**

**Publikation I:** Obermeier M, Ristow O, Erdelt K, Beuer F.

**Mechanical performance of cement- and screw-retained all-ceramic single crowns on dental implants**

Clin Oral Invest 2017 July 15; DOI: 10.1007/s00784-017-2178-z;

Impact Factor: 2.308 (Journal Citation Reports® 2016)

**Publikation II:** Schubert O, Nold E, Obermeier M, Erdelt K, Stimmelmayer M, Beuer F

**Load bearing capacity, fracture mode, and wear performance of digitally veneered full-ceramic single crowns**

Int J Comput Dent 2017; 20(3):245-262; Impact Factor 1.436 (Journal

Citation Reports ® 2016)

## **II. Einleitung**

„Heute ist die Utopie vom Vormittag die Wirklichkeit vom Nachmittag“ lautet ein Zitat des deutschen Philosophen, Dichters und Philologen Friedrich Nietzsche (1844 – 1900), das auch als Sinnbild für die rasante Entwicklung CAD (Computer aided design) / CAM (Computer aided manufacturing) – gefertigten Zahnersatzes interpretiert werden kann. Als der französische Apotheker Alexis Duchateau zusammen mit dem Zahnarzt Nicholas Dubois de Chémant im Jahre 1774 den ersten porzellangefertigten Zahnersatz herstellte und damit die Grundlage für moderne, unsichtbare Zahn-Imitate legte [1], war man von 3D – Drucker-gefertigtem Zahnersatz [2], was dem neuesten Entwicklungsstand entspricht, noch weit entfernt. Doch seither haben sich die Anforderungen an dentalen Ersatz nicht grundlegend geändert, sondern stetig erhöht. Stand zunächst die Wiederherstellung der Kaufunktion im Zentrum der Erwartungen, bekam zunehmend die ästhetische Rehabilitation einen bedeutenderen Stellenwert. So muss in der modernen Zahnmedizin ein Zahnersatz neben diesen Grundvoraussetzungen noch eine maximale Biokompatibilität aufweisen, jugendliches und natürliches Aussehen ermöglichen, sowie einen schnellen Fertigungsprozess bei gleichzeitig minimaler finanzieller Belastung des Patienten aufweisen. Durch die Einführung und Entwicklung der CAD / CAM – Technologie in die Zahnmedizin im Jahre 1987 [1], die das charakteristische Merkmal des dentalen digitalen Zeitalters darstellt, bietet sich die Möglichkeit, neben zeit – und kosteneffektiver Herstellung hochwertigen Zahnersatzes, auch moderne und zukunftssträchtige vollkeramische Materialien wie Zirkoniumdioxid oder Lithiumdisilikat mit höchster Präzision zu bearbeiten [3].

Der Einzug der Zirkonoxidkeramik in die Zahnmedizin in den 1990er Jahren offenbarte eine Vielzahl neuer Anwendungsmöglichkeiten: so findet sie neben der Verwendung

als vollkeramisches Gerüstmaterial auch Gebrauch in der Fertigung von Implantaten, Abutments und Wurzelstiften [4]. Neben den hervorragenden mechanischen Eigenschaften der Yttriumoxid stabilisierten tetragonal polykristallinen Zirkonoxidkeramik machen vor allem die überragende Biokompatibilität und die hohe Opazität zur Maskierung verfärbter Stümpfe dieses Material zu einer mehr als adäquaten Alternative zu metallbasierten Restaurationen [5]. Die Kombination mit der CAD / CAM – Technologie, die die subtraktive Verarbeitung vorgesinterter homogener Industrierohlinge werkzeugschonend und zeitsparend ermöglicht, führte zu einer revolutionären Symbiose [1].

Die klinische Etablierung und Bewährung vollkeramischer Restaurationen wurde von Pjetursson et al. im Jahr 2007 in einem Literaturvergleich untersucht. Hierbei konnte eine Fünfjahresüberlebensrate für zahngetragene Vollkeramikkkronen ermittelt werden, die mit 93,3% etwas geringer ausfiel als diejenige von Metallkeramikkkronen mit 95,6% [6], wohingegen eine systematische Übersicht von Jung et al. aus dem Jahr 2008 eine signifikant höhere Komplikationsrate für implantatgetragene Vollkeramikkkronen (8,8%) nach fünf Jahren demonstrierte im Vergleich zu Metallkeramikkkronen (4,6%) [7]. Ähnliche Ergebnisse in Bezug auf die klinische Haltbarkeit von Vollkeramikkkronen wurden 2011 auch von Guess et al. berichtet, wobei als häufigste Komplikation die kohäsive Fraktur der Verblendung festgestellt wurde [8]. Dieselbe Beobachtung wurde auch von Roediger et al. bei der Untersuchung von drei – und viergliedrigen Seitenzahnbrücken mit Zirkongerüst über einen Zeitraum von vier Jahren gemacht [9]. Dieses sogenannte „Chipping“ innerhalb der Verblendstruktur ohne Denudation des Gerüsts war in verstärktem Maße bei implantatgetragenen Vollkeramikkkronen auszumachen [10].



Um die Entstehung dieses Frakturmusters nachvollziehen zu können, müssen die materialkundlichen Eigenschaften näher betrachtet werden: während duktile Werkstoffe wie Metalle unter Belastung eine plastische Deformierung zeigen, neigen keramische Materialien zu einem Spröbruchverhalten und somit zur Fraktur beim Überschreiten der Elastizitätsgrenze. Folglich kommt es immer dann zu mechanischem Versagen der Keramik, wenn die ausgeübte Kraft die Eigenfestigkeit des Materials übersteigt. Ritter et al. [11] erklärten im Jahr 1995 die Abhängigkeit der Bruchfestigkeit vom Auftreten von Sprüngen und Rissen im Materialgefüge. Mögliche Gründe für die Existenz von Materialdefekten sind demnach Poren im Gefüge durch unvollständige Verdichtung oder Partikeleinschlüsse. Ebenso werden aber auch Abrasionen als Ursachen angesehen. Diese Defekte führten zum einen zu einer hohen Variabilität der Festigkeit von Keramiken als Folge der unterschiedlichen Größen der Defekte. Und zum anderen kam es zu einem zeitabhängigen Bruchverhalten als Konsequenz der Entwicklung des Risswachstums. Dementsprechend folgerten Ritter et al. primär, Fertigungstechniken zu entwickeln, um die Anzahl der sich negativ auf die Festigkeit auswirkenden Sprünge zu vermindern [11].

Da diese fehleranfälligen Verblendstrukturen noch überwiegend in der konventionellen Schichttechnik durch schichtweises Applizieren und Aufbrennen von Glaskeramikmassen auf die Gerüststruktur hergestellt werden, erscheint es logisch, auch die Verblendkomponenten aus präfabrizierten homogenen Blöcken mit Hilfe der CAD / CAM – Technologie zu fräsen. Zum einen stellt dies einen weiteren Schritt in der Vervollständigung des digitalen Fertigungsprozesses dar, zum anderen ergibt sich die Möglichkeit, manuelle Fehlerquellen, wie sie bei der techniksensitiven und damit vor allem für Partikel – und Poreneinschlüsse anfälligen Handverblendung auftreten können, zu minimieren.

Denn obwohl sich die CAD / CAM – Technologie in der Zahntechnik sowie der Zahnmedizin im Laufe der Jahre zunehmend etabliert hat, fehlen noch ein paar Elemente zur Komplettierung der digitalen Arbeitskette. Lange Zeit bot ausschließlich die konventionelle Abformtechnik mit Silikon – oder Polyethermaterialien und die folgende Modellherstellung aus scanbarem Gips die Möglichkeit, qualitativ hochwertigen CAD / CAM gefertigten Zahnersatz herzustellen. Doch inzwischen sind zahlreiche klinisch getestete und bewährte Systeme zum digitalen Erfassen der intraoralen Strukturen für den dentalen Gebrauch verfügbar [12]. Einige Systeme ermöglichen sogar das Erzielen guter klinischer Ergebnisse ohne die Notwendigkeit der Applikation eines Scanpuders auf die zu digitalisierenden Zahnoberflächen [12]. Bei der digitalen Fertigung des Zahnersatzes muss zwischen zwei verschiedenen Methoden unterschieden werden: „inoffice“ Systeme erlauben sowohl die Aufnahme der intraoralen Situation und das Designen der Restauration als auch die direkte Herstellung des Zahnersatzes in der Zahnarztpraxis. Bei „outoffice“ Systemen muss der erhaltene Datensatz nach dem erfolgreichen Intraoralscan hochgeladen und online zur Weiterverarbeitung an ein zahntechnisches Labor oder Fräszentrum übermittelt werden. Aktuelle Scansystemen gelingt eine Visualisierung der aufgenommenen Situation auf dem Monitor in Echtzeit und sie ermöglichen damit die sofortige Fehlerkorrektur während des Scanvorgangs. Überdies steht ein digitales Sägeschnittmodell als Standard Tessellation Language (STL) – Datensatz zur Anfertigung eines Kunststoffmodells zur Verfügung. Dieses kann sowohl im subtraktiven Fräsverfahren, als auch in additiven Verfahren (Rapid Prototyping) wie zum Beispiel der Stereolithographie, hergestellt werden [13]. Die digitale Planung mit der entsprechenden Software in Kombination mit der Computer – assistierten Fertigung bietet eine große Bandbreite an Anwendungsmöglichkeiten [13, 14]. Dieser standardisierte, akkurate und reproduzierbare Herstellungsprozess aus homogenen,

industriell gefertigten und kontrollierten Materialien garantiert neben hoher Qualität und mechanischer Vorteile auch eine hohe Biokompatibilität und darüber hinaus noch ein kosteneffektives Produktionsverfahren individueller Produkte [15, 16]. Folglich erscheint die CAD / CAM Fertigung keramischer Verblendungen als effektive und vielversprechende Erweiterung dieser Anwendungsmöglichkeiten.

Ziel der vorliegenden Untersuchungen war es somit, zu eruieren, ob der weitgehend digitale Fertigungsprozess eine adäquate Alternative zur konventionellen manuellen Fertigung der Verblendstrukturen in Bezug auf die Abrasionsstabilität und die Bruchfestigkeit darstellt. Außerdem sollte untersucht werden, ob das typische Versagensmuster der manuellen Schichttechnik, die kohäsive Verblendfraktur („Chipping“), durch die digitale Fertigung aus homogenen Industrierohlingen vermieden werden kann.

Dafür wurde in Publikation I das Verhalten vollkeramischer Einzelkronen auf dentalen Implantaten untersucht. Hierbei wurden neben der Retentionsmethode, verschraubt oder zementiert, ein besonderes Augenmerk auf die Auswahl der verschiedenen vollkeramischen Materialien sowie deren Kombination gelegt. Alle Prüfkörper wurden anatomisch identisch der Form eines Unterkiefermolaren entsprechend, dem klinischen Verfahren konform be- und verarbeitet. Es folgte ein zyklischer Belastungstest zur Abrasionstestung sowie eine Ermittlung der Bruchfestigkeit. Eine visuelle und mikroskopische Analyse der Fragmente wurde zum Nachweis der differierenden Frakturmodi durchgeführt. Alle Erkenntnisse wurden in einer ausführlichen Literaturrecherche gegenübergestellt und diskutiert.

In Publikation II wurde das Abrasionsverhalten, die mechanische Belastbarkeit sowie die Frakturmodi unterschiedlicher vollkeramischer Einzelkronen mit digitaler und

konventioneller Verblendung ausgewertet und verglichen. Die, der Anatomie eines Unterkiefermolaren entsprechenden, zirkonoxidbasierten Kronen wurden streng nach Herstellerangaben angefertigt und auf Metallstümpfe zementiert. Nach Kausimulation wurden alle Proben einem mechanischen Belastungsversuch unterzogen. Wiederum wurden alle Fragmente visuell und mikroskopisch untersucht und die Frakturmodi beurteilt. Es erfolgte ein Vergleich der gewonnenen Resultate mit aktuellen Literaturwerten sowie die Diskussion derer.

Als Erstautor der Veröffentlichung über das Verhalten vollkeramischer Einzelkronen auf Implantaten war ich mit der Herstellung der Prüfkörper sowie der Durchführung der Versuche betraut. Ebenso oblag mir die Auswertung und Interpretation der Versuchsergebnisse, die ausführliche Literaturrecherche mit Vergleich und Diskussion der Ergebnisse, als auch die Verfassung der Publikation.

Im Rahmen meiner Ko-Autorenschaft der Publikation zirkonoxidbasierter digital verblendeter Einzelkronen war ich insbesondere für die Verfassung der Publikation mit entsprechender Literaturrecherche und Diskussion sowie der Auswertung und Interpretation der Versuchsergebnisse verantwortlich.

Die statistische Auswertung der Versuchsergebnisse beider Publikationen erfolgte in enger Zusammenarbeit mit einem der Ko-Autoren.

### **III. Zusammenfassung / Summary**

#### **1. Zusammenfassung**

##### **Einleitung**

Vollkeramische Restaurationen gelten im dentalen Bereich derzeit als idealer Zahnersatz, da sie es ermöglichen, neben einem natürlichen und ästhetischen Erscheinungsbild auch höchste Biokompatibilität zu garantieren. Doch insbesondere in Schichttechnik verblendete Restaurationen zeigen klinisch häufig eine kohäsive Verblendfraktur, sogenanntes Chipping. Vor diesem Hintergrund ermöglicht die rasante Weiterentwicklung der digitalen Technologien im dentalen Sektor nicht nur eine zeit- und kostensparende Produktion, sondern auch eine möglicherweise höhere und verlässlichere Industriequalität der verwendeten Materialien mit geringerer Anfälligkeit für manuelle Fehlerquellen.

##### **Methodik**

Es wurden in fünf respektive sechs Prüfgruppen jeweils zehn vollkeramische Einzelkronen in Form eines ersten Unterkiefermolaren mit unterschiedlichen Gerüstdesigns und -materialien, Verblendtechniken und Retentionskonzepten angefertigt und auf 50 dentalen Titan-Implantaten (Conelog, Camlog Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) sowie 60 Metallstümpfen befestigt. Publikation I untersuchte hierbei fünf implantatgetragene Prüfgruppen mit verschraubten vollanatomischen Lithiumdisilikatkronen, in Sinterverbundtechnik hergestellten Kronen, handverblendeten Zirkonoxidkronen und handverblendeten Kronen mit modifiziertem Zirkongerüst-Design, sowie Zirkonoxidkronen, die konventionell handverblendet und zementiert wurden. In Publikation II wurde das Verhalten von sechs auf

Metallstümpfen zementierten Prüfgruppen beurteilt, deren Kronen aus einem handverblendeten Zirkonoxidgerüst, einem handverblendeten Dentinkern-Gerüstdesign, einem Zirkonoxidgerüst mit gepresster Keramikverblendung sowie aus drei verschiedenen CAD/CAM-gefertigten Verblendschalen mit Zirkonoxidgerüst gefertigt wurden. Alle Proben wurden einem künstlichen Alterungsprozess mit Thermolastwechseln zur Simulation oraler Mastikationsvorgänge unterzogen. Durch Überlagerung zweier dreidimensionaler Datensätze der einzelnen Proben vor und nach Kausimulation wurde der okklusale Abtrag quantifiziert. Beim anschließenden mechanischen Belastungstest wurden alle Proben mit Ausnahme derer, die bereits während der Abrasionstestung versagten, bis zu einem definierten Endpunkt, dem Versagen der Restauration oder einem Kraftabfall von  $>10\%$ , belastet. Abschließend folgte eine visuelle Inspektion der Bruchfragmente zur Beurteilung der Frakturmodi. Zusätzlich wurden vor und nach künstlicher Alterung sowie nach Belastungsversuch rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen zur mikroskopischen Beurteilung der Oberflächen angefertigt.

## **Ergebnisse**

Bei Betrachtung der implantatgetragenen Vollkeramikronen zeigte die Gruppe der verschraubten handverblendeten Kronen mit modifiziertem Zirkonoxidgerüst den signifikant geringsten Verschleiß nach Kausimulation, wohingegen die verschraubten vollanatomisch gestalteten Lithiumdisilikat-Kronen den höchsten Substanzabtrag aufwiesen. Während künstlicher Alterung traten jeweils eine Abutment-Fraktur in der Gruppe der verschraubten Sinterverbundkronen und der verschraubten handverblendeten Kronen auf sowie zwei kohäsive Chipping-Frakturen in der Gruppe der zementierten handverblendeten Kronen. In Bezug auf die maximale Bruchlast konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Versuchsgruppen

festgestellt werden. Die finale visuelle Analyse der Kronen und Fragmente zeigte auf, dass das Abutment nahezu jeder Probe beschädigt war, wohingegen sich die Schäden an den Implantaten sowie die Frakturarten der Kronen zwischen den Gruppen unterschieden.

Die Verschleißanalyse der auf Metallstümpfen zementierten zirkonbasierten Vollkeramikronen demonstrierte keinen signifikanten Unterschied bezüglich des volumetrischen Substanzabtrages. Im Hinblick auf die maximale Bruchlast konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Versuchsgruppen belegt werden. Die abschließende optische Prüfung konnte wiederum ein charakteristisches Bruchverhalten zwischen den Gruppen aufzeigen.

## **Conclusio**

In den vorliegenden Arbeiten konnte ermittelt werden, dass handverblendete Kronen im Gegensatz zu industriell vorgefertigten gefrästen Verblendkronen eine erhöhte Anfälligkeit für kohäsive Frakturen innerhalb der Verblendschicht zeigen. Die digitalen Verblendtechniken konnten sich in diesen Studien im Hinblick auf Abrasions- und Frakturstabilität als Alternative zu klassischen manuellen Verblendtechniken erweisen. Überdies schien insbesondere die Verwendung vollanatomischer Lithiumdisilikat-Kronen auf Implantaten das Risiko für Implantatschäden zu minimieren.

## **2. Summary**

### **Introduction**

All-ceramic restorations are considered to be the optimal dental prostheses, as they offer the possibility to guarantee highest biocompatibility beyond natural and esthetic Outcome. But especially the hand-layering veneering technique tends to show cohesive veneering fracture, i.e. Chipping, under clinical conditions. Regarding this, the rapid development of dental digital technologies does not only enable a time - and cost - effective manufacturing but potentially more reliable material properties with a lower susceptibility to manual failures.

### **Methods**

For five and six testing-groups respectively, ten all-ceramic single-crowns imitating the shape of a mandibular first molar each were fabricated considering different framework designs and materials as well as veneering techniques and modes of retention and fixed onto 50 dental titanium implants (Conelog, Camlog Biotechnologies AG, Basel, CH) and onto 60 metal dies respectively. Publication I investigated five implant-based testing-groups with screw-retained full-contour lithium-disilicate crowns, crowns manufactured in the sintering-technique, hand-layered zirconia crowns and hand-layered crowns with modified zirconia-framework as well as conventionally cement-retained hand-layered zirconia crowns. The behavior of six testing groups, cemented onto metal-dies was analyzed in publication II. The crowns were manufactured of hand-layered zirconia framework, hand-layered dentine-core framework-design, zirconia framework with heat-pressed ceramic-veneering and finally three different zirconia-based CAD/CAM-fabricated veneering-concepts. All specimens underwent artificial



aging with thermocycling simulating the oral masticatory process. The substance loss was quantified by three-dimensional profiling and digitizing the crown's surfaces before and after chewing simulation. For the following mechanical fracture testing all specimens that survived artificial aging, were loaded until a defined endpoint: the failure of the restoration or a sudden decrease in force of >10%. Finally, a visual examination of the fragments was performed to evaluate the fracture patterns. Additionally, before and after cyclic loading and after load testing, a scanning electron micrograph was conducted for microscopic assessment of the surfaces.

## **Results**

Considering the implant - supported all - ceramic restorations significantly lowest wear abrasion was observed for screw - retained hand - layered crowns with modified zirconia framework, whereas screw-retained full - contour lithium - disilicate crowns revealed highest loss of wear after mouth - motion fatigue stress testing. Artificial aging caused two abutment fractures one each in group of the screw-retained crowns fabricated in the sintering technique and fabricated with manual layered veneering moreover two cemented hand - layered crowns suffered cohesive chipping fractures. Referring to the maximum fracture load no statistical significant difference between the groups could be observed. The final visual analysis of crowns and fragments displayed damages involving nearly all abutments, whereas defects on implants and fracture patterns distinguished between the groups.

Contact wear analysis of zirconia-based all-ceramic crowns cemented onto metal dies demonstrated no statistical significance considering discrepancies in volumetric substance loss. No statistical significance between the groups was detected in terms of maximum fracture resistance. Terminal visual examination exhibited a characteristic fracture behavior for every testing-group.

## **Conclusion**

These present studies demonstrated, that hand-layered all-ceramic crowns show a higher susceptibility for cohesive fractures within the veneering structure compared to industrial pre – fabricated, milled veneering components. Digital veneering techniques appeared to present an alternative to classical manual veneering systems according to wear - and fracture - resistance. Moreover, in particular clinical application of full - contour lithium – disilicate crowns in implant dentistry appeared to minimize the risk of severe implant damages.

#### **IV. Publikation I**

Obermeier M, Ristow O, Erdelt K, Beuer F

**Mechanical performance of cement- and screw-retained all-ceramic single crowns on dental implants**

Clin Oral Invest 2017 July 15; DOI: 10.1007/s00784-017-2178-z;

Impact Factor: 2.308 (Journal Citation Reports® 2016)

# Mechanical performance of cement- and screw-retained all-ceramic single crowns on dental implants

Matthias Obermeier<sup>1</sup> · Oliver Ristow<sup>2</sup> · Kurt Erdelt<sup>3</sup> · Florian Beuer<sup>4</sup>

Received: 5 December 2016 / Accepted: 6 July 2017  
© Springer-Verlag GmbH Germany 2017

## Abstract

**Objectives** This in-vitro study was performed to compare the contact wear, fracture strength and failure mode of implant-supported all-ceramic single crowns manufactured with various fabrication and fixation concepts.

**Materials and methods** Fifty dental implants (Conelog Ø 4,3mm/L11mm, Camlog Biotechnologies AG) were embedded and treated with all-ceramic molar single-crowns. Three groups received hand-layered zirconia crowns (IPS e.max Ceram/ IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG): CZL (cement-retained zirconia-based layered) group crowns were cemented conventionally, SZL (screw-retained zirconia-based layered) group crowns were screw-retained, MZL (modified zirconia-based layered) group crowns showed a different coping design with screw retention. The specimens of SST (screw-retained sintering-technique) and SFL (screw-retained full-contour lithium-disilicate) group were CAD/CAM (Computer-aided design/computer-aided manufacturing) fabricated in the sintering technique (IPS e.max ZirCAD/IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG) and full-

contour of lithium disilicate (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG) respectively and screw-retained. All specimens underwent artificial aging, load until failure and a scanning electron microscopy (SEM) analysis. The received data were statistically compared (one-way ANOVA; Student-Newman-Keuls test; Mann-Whitney U-test) at a significance level of 5%.

**Results** Mouth-motion fatigue testing caused two abutment fractures (SST group and SZL group) and two chipping events (CZL group). Specimens of MZL group showed statistically significant less contact wear compared to the other groups ( $p < 0.001$ ). There was no statistical difference between the groups in terms of the maximum fracture load. SEM-analysis showed a more homogenous structure and surface of CAD/CAM fabricated specimens towards manually veneered components.

**Conclusions** The mode of retention did not influence the fracture resistance but the failure patterns of the specimens. CAD/CAM milled lithium-disilicate crowns seemed to be a preserving factor for dental implants.

**Clinical relevance** The mode of retention and veneering influences the mechanical performance of implant-supported single crowns.

✉ Florian Beuer  
florian.beuer@charite.de

Matthias Obermeier  
M.obermeier@web.de

**Keywords** Implant supported crown · Cad/cam · All-ceramics · Implant · Contact wear

<sup>1</sup> Private Practice for Oral and Maxillofacial Surgery Professor Paulus, Arabellastraße 15 Munich 81925 Germany

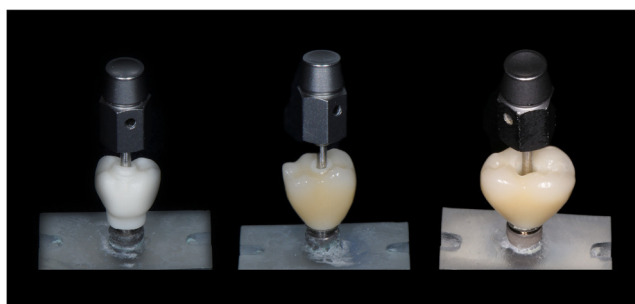
<sup>2</sup> Department of Oral and Maxillofacial Surgery, University Hospital Heidelberg, Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg, Germany

<sup>3</sup> Department of Prosthodontics, Dental School, Ludwig-Maximilians-University, Munich 80336, Germany

<sup>4</sup> Department of Prosthodontics, Charité University Medicine Berlin, Assmannshauserstr. 4-6, 14197 Berlin, Germany

## Introduction

Reestablishment of the chewing function is a basic requirement on modern dentistry. Due to their demands for maximum esthetics, natural appearance and high biocompatibility [1],



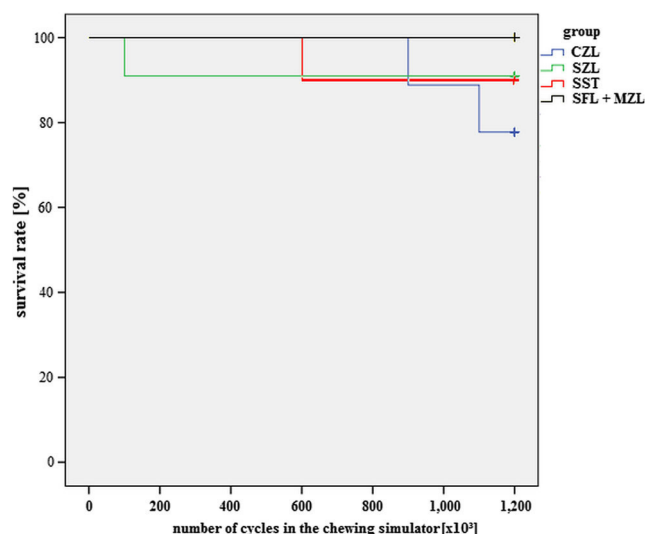
**Fig. 1** Modified zirconia coping (MZL) with occlusal zirconia collar and reduced screw access hole before (left) and after veneering (middle), for comparison conventional screw-retained crown (SZL) with narrowed screw-driver in situ (right) illustrating the differences in width of the SAHs of the specimens

stable and lasting restorations are increasingly in patients' main focus.

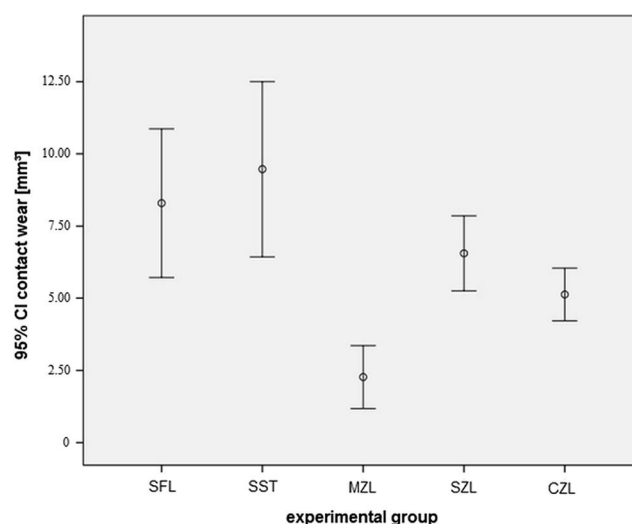
Nevertheless, mechanical failures especially in ceramic restorations are still frequent in dentistry. These technical complications in fixed prostheses are of highest annoyance for all participants: the patient, the dentist and the technician. Particularly, when they necessitate the renewal of the restorations.

The most common technical complication represents the cohesive fracture of the veneering porcelain, i.e. chipping, concerning all-ceramic prostheses [2]. Conventionally veneered all-ceramic restorations presented chipping rates of 6.3% [3] to 15.2% [4] in five-year clinical observations. Considering implant-supported fixed restorations, the risk for technical complications even increases [5]. Implant-supported restorations show a range of technical failure rates from 1.4% up to 33.8% caused by veneering porcelain chippings [6].

Another relevant parameter on mechanical stability and chipping risk of implant reconstructions, thus, controversially



**Fig. 2** Survival rates during dynamic loading for all experimental groups displayed in a Kaplan-Meier estimator survival function

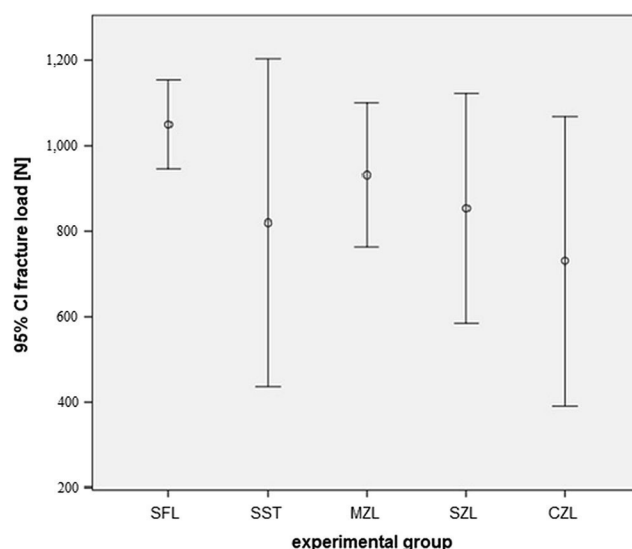


**Fig. 3** Contact wear of different experimental groups in mm<sup>3</sup>

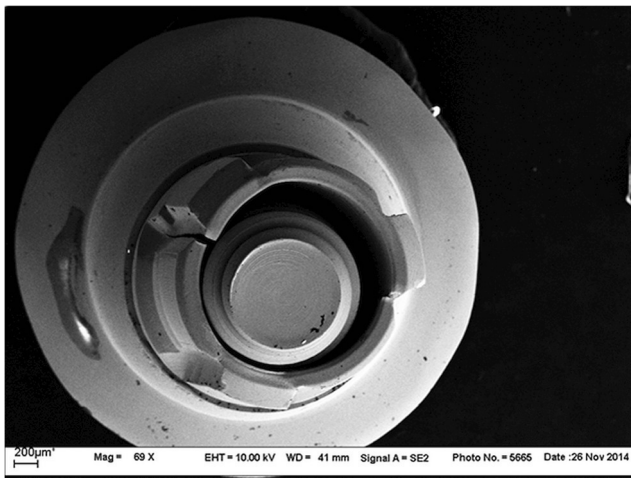
discussed in literature, appears to be the type of fixation [6]. Whereas cement-retained restorations are suspected to cause higher biological complications [7, 8], screw-retained fixed prostheses seem to show a higher tendency to cause technical failures [9, 10].

Due to the number of chipping events of veneering porcelain, prevention of technical and mechanical failure is a request of highest importance specifically in implant dentistry. Therefore, the treatment of partially edentulous patients with implant-supported reconstructions is representing high demands on all-ceramic materials.

As this chipping risk is highly associated with the common manufacturing process of fixed dental prostheses, a layer of veneering porcelain is applied manually onto the framework structure, alternative approaches to gain reliable and esthetic restorations, that are unsusceptible to chipping, are required.



**Fig. 4** Fracture load of different testing groups

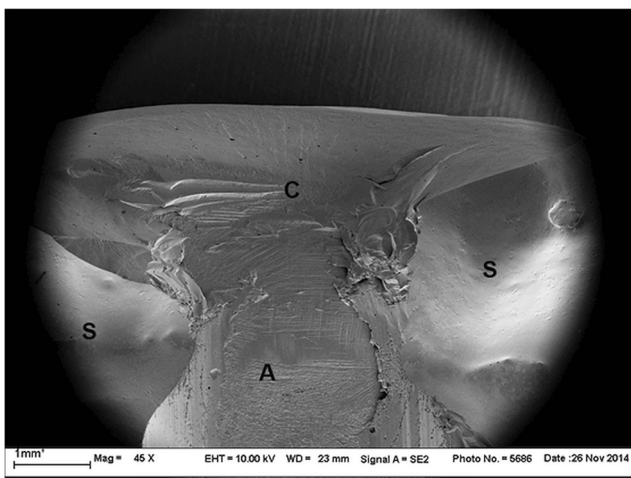


**Fig. 5** SEM image of a damaged implant abutment after fracture load testing displaying a cleft on the left and a crack on the right cam and elliptic deformation on the inner implant-abutment connection

Among these conditions, computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) fabricated restorations led to a dependable and moreover very time- and cost-effective manufacturing-process [11]. Optimized CAD/CAM-blanks afford a highly homogenous microstructure and offer a big spectrum of processing options [12].

Monolithic CAD/CAM-restorations as well as CAD/CAM-fabricated frameworks with CAD/CAM-veneering (CAD-on-technique) certainly show advantages over all other manufacturing processes [13, 14, 15–20].

Following these considerations, the purpose of this in-vitro study is to investigate the mechanical strength of screw- and cement-retained CAD/CAM-fabricated all-ceramic implant single crowns with different veneering concepts. Furthermore, in addition to different fixation methods, also



**Fig. 6** SEM picture of a cohesive chipping fracture during cyclic loading (CZL) with smooth and glazed surface areas (S), a well-defined abrasive area (A) with visible traces and scratches and a nonhomogeneous chipping area (C) with blasting of the veneering and exposure of air pockets within the veneering layer

various all-ceramic materials and coping-designs are considered. Thereby, the differences of the various groups shall be compiled using following parameters: (i) Chipping score (modified by USPHS-criteria), (ii) SEM analysis of the surface and (iii) mechanical load after artificial aging as well as (iv) the contact wear of the restorations. The working hypothesis is that the mechanical behavior of implant-supported all-ceramic single crowns is not only depending on the materials or fabrication modes applied but also on the mode of retention of the prosthetic structure.

## Material and methods

Fifty implants (ISO 14801) with a diameter of 4.3 mm and a length of 11 mm (Conelog C1062.4311, CAMLOG Biotechnologies AG, Basel, Switzerland) and a simulated bone-loss of 3.0 mm, were embedded into polymethylmethacrylate-resin (PalaXPress, HeraeusKulzer, Hanau, Germany). A wax crown (S-U-Wax beads, Schuler Dental, Ulm, Germany) reproducing the anatomy of a mandibular left first molar was fabricated on a titanium abutment (Conelog Titanium Base CAD/CAM, CAMLOG Biotechnologies AG), fixed to the implant and served as a reference for the shape of all test groups. The implant abutment as well as the crown were scanned (inEos blue, Sirona, Bensheim, Germany) and saved into five different files to get identical original data for each test group.

Five groups of all-ceramic single crowns, 10 specimens each, were now fabricated using the CAD/CAM technology: (i) cement-retained zirconia crowns veneered using the conventional layering technique (CZL); (ii) screw-retained zirconia crowns veneered via conventional layering technique (SZL); (iii) screw-retained zirconia crowns with a modified coping design according to Cacaci [25] veneered using conventional layering technique (MZL); (iv) screw-retained zirconia crowns with a lithium disilicate veneering manufactured in the sintering technique (SST) and (v) screw-retained full-contour lithium disilicate crowns (SFL).

All frameworks were fabricated by the same CAD/CAM-system (inLab, Sirona) with the CAD/CAM-software Cerec inLab 4.1.1. and the milling unit inLab MC XL (Sirona). All investigational procedures were performed by an instructed dental technician, controlling the adaptation, using a microscope with a magnification of 12 (Stemi DV4 Spot, Zeiss, Goettingen, Germany). The materials used were (i) pre-sintered zirconia (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG), (ii) CAD/CAM-machinable pre-crystalline lithium disilicate (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG) and (iii) nano-fluorapatite-glass ceramic for the manual veneering (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent AG) (Table 1: overview over all testing groups, their materials and combinations as specifications and the mode of retention).

**Table 1**

Group	Material		Retention
	Core	Veneering	
CZL	zirconia	layering ceramic	cement
SZL	zirconia	layering ceramic	screw
MZL	zirconia	layering ceramic	screw
SST	zirconia	lithiumdisilicate	screw
SFL	lithiumdisilicate		screw

zirconia: IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG

lithiumdisilicate: IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG

layering ceramic: IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent AG

### **Group cement-retained zirconia crowns with hand-layered veneering (CZL)**

Ten zirconia copings (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG) were designed as a telescopic primary crown with an elliptic shape on the titanium abutment to avoid torsion. The occlusal screw access hole (SAH) was opened manually. The ten sintered and adapted copings were then set consecutively on the abutment and scanned again with the SAH closed with a removable silicone material. This time, the copings were treated like prepared teeth and, based on the wax crown, a zirconia coping (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG) that was all-over reduced by 0.8 mm, was designed and milled. After the milling procedure, every coping was adapted to the matching primary coping and manually veneered according to the reference crown to reach a standardized surface as a base for comparable results. The veneering (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent AG) was applied in a conventional dentin-enamel-layering, as described by the manufacturer.

### **Group screw-retained zirconia crowns with hand-layered veneering (SZL)**

At first, a standard zirconia coping (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG) was designed full-contour, reduced by 0.8 mm and milled for ten times. Also, the SAH was manually refinished. Every coping was veneered in the traditional layering technique (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent AG) according to the manufacturer's recommendations with accurate control of the shape.

### **Group modified zirconia crown with hand-layered veneering (MZL)**

For this group, it was necessary to reduce the implant screwdriver to the minimal diameter with the objective of creating the occlusal SAH as small as possible [25]. The non-elongated standard abutment was scanned and assumed as the die of the

crown. The coping was designed to full contour with a uniform reduction of 0.8 mm, however, the screw channel was designed in zirconia (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG). The gap between the reduced surface and the elevation was thinned and redefined. The occlusal part of the screw channel was made from zirconia and a thin collar of zirconia resists as an occlusal bite block. When sintering was completed, the SAH was carefully enlarged to the diameter of the modified screwdriver and the collar was reduced to the thickness of approximately 0.5 mm. All these procedures were done with highest accuracy with use special diamond burs, a water-cooled turbine and a magnification of 12. All specimens were veneered conventionally in the layering technique (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent AG). Checking of the fit and the open access to the implant screw finished the fabrication of the specimens.

### **Group sintering-technique crowns (SST)**

The crowns were planned by means of the multilayer designing option of the milling software. The modified elongated abutment was considered as the master die and the scanned waxed-up crown formed the definitive appearance of the crown. The software generated automatically a coping and the corresponding CAD/CAM-fabricated veneering cap. Only the desired materials had to be chosen, zirconia for the coping (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG), lithium disilicate for the veneering (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG), and milled by the milling unit. A low-fusing glass ceramic material (IPS e.max CAD Crystall./Connect, Ivoclar Vivadent AG) was used to join the components. A glazing mass (IPS e.max ceram Glaze Spray, Ivoclar Vivadent AG) was sprayed in a thin layer on the crowns and they were led to a combined crystallization, sinter bonding and glaze firing at once at a temperature of 850 °C.

### **Group full-contour lithium-disilicate crowns (SFL)**

The elongated abutment was taken as the master die, while the wax fabricated crown determined the definite shape of the crown. Ten identical full-contour crowns were milled of lithium disilicate blanks (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG) and carefully adapted on the abutments. After crown fixation on the firing tray (IPS Object Fix, Ivoclar Vivadent AG,) as well as spray deposition of the glazing material (IPS e.max ceram Glaze Spray, Ivoclar Vivadent AG), the crowns were led into a simultaneous crystallization and glaze firing.

### **Cementation of the crowns**

The abutment surfaces (50 µm particle size, 2.0 bar pressure) and internal zirconia walls of all groups (50 µm particle size, 0.5 bar pressure) were air abraded using aluminum oxide and



cleaned with water and oil free compressed-air. Additionally, for the CZL group, the external walls of the zirconia copings were air abraded. For the SFL group the internal lithium disilicate walls were etched with 5% hydrofluoric acid gel (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent AG) for 20 s. All conditioned bonding surfaces of all the restorations and abutments were silanized for 60 s using a universal primer (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent AG). A dual-curing composite (Multilink Implant, Ivoclar Vivadent AG) was applied on the abutments and the internal bonding surfaces, and the crowns were set onto the abutments with finger pressure. All specimens were light cured for 6 min (Uni XS, Heraeus Kulzer) and cleaned in an ultrasonic cleaner. The transition between the crown and the abutment was scattered slightly, finally polished and cleaned again. The crowns from SZL, MZL, SST and SFL groups as well as the copings from CZL group in combination with the abutments were then fixed to the implants with a new titanium screw and torqued to 20 Ncm according to the manufacturer's instructions. The adhesively linked copings of CZL group and the corresponding crowns were degreased and silanized for 60 s. Finally, the crowns were cemented onto the copings using a self-adhesive, self-curing resin cement with light-curing option (SpeedCEM, Ivoclar Vivadent AG). Again, the specimens were light cured for 6 min.

### Dynamic loading and contact wear

Before cyclic loading, all the specimen surfaces were matted (Arti Spray BK 285, Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG, Köln, Germany) and laser-scanned (Willytec Laserscan 3D, SD Mechatronik, Feldkirchen, Germany). The specimens were then mounted in a chewing simulator, combining thermal cycling, dynamic loading and fatigue testing (CS-4.8, SD Mechatronik, Feldkirchen, Germany). A round stainless steel stylus with a diameter of 4 mm was used as antagonist and positioned in the buccal fissure with contact to the mesio-buccal and centro-buccal cusp. A force of 100 N was applied for 1,200,000 cycles in direction of the central fissure. The loading speed was set at 20 mm/s, the lifting speed at 60 mm/s, the horizontal movement of 2.00 mm was operated with a speed of 20 mm/s. The concomitant thermal cycling was conducted from 5 °C to 55 °C for 30 s each. After completing the cycles all the specimens were examined visually and the surfaces were cleaned in an ultrasonic cleaner and slightly with steam (WASI-STEAM 2, Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Germany), matted (Arti Spray BK 285, Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG) and scanned (Willytec Laserscan 3D, SD Mechatronik, Feldkirchen, Germany) again. The crown surfaces before and after cyclic loading were then superimposed and the contact wear was calculated.

### Load until fracture

The specimens, that survived the dynamic loading procedure (CZL group  $n = 8$ ; SZL group  $n = 9$ ; MZL group  $n = 10$ ; SST group  $n = 9$ ; SFL group  $n = 10$ ), were finally put into a universal testing machine (Zwick 1445, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Germany), fixed in a 30-degree inclination relative to the long axis and loaded until fracture occurred. The load was applied with a 4 mm diameter stainless steel ball onto the mesio-lingual cusp of the crowns with a loading speed of 0.5 mm/min. The end of the test was defined as the appearance of an optically or audibly perceptible chipping or fracture event or alternatively the abrupt decrease of force of 10% or more. All fracture and/or chipping events were recorded by the associated software and visualized in a stress-strain curve. Additionally, a visual inspection of all the specimens was performed.

### Scanning electron microscope analysis

One specimen of each group was analyzed with scanning electron microscope (Supra 55VP, Zeiss) before and after cyclic loading and finally after fracture and additionally, the different types of damages and failures of crowns, implants and abutments were examined with one further specimen of each group at magnifications of 30 to 141. All specimens were sputtered prior to the scanning procedure, the acceleration voltage (EHT) was set at 10.00 kV.

### Statistical analysis

Normality was tested using the Kolmogorov-Smirnov test. Differences between the groups in reference to contact wear after cyclic loading and the fracture load of the specimens were analyzed in a one-way analysis test (ANOVA) as far as normal distribution was found. Differences between the groups were examined by use of the Student-Newman-Keuls test. Additionally, as normality was not given, a non-parametric-test (Mann-Whitney U-test) was consulted to explore the influence of the veneering types on the contact wear based on the results of the Student-Newman-Keuls test. All tests were performed at a statistical level of 5%.

## Results

### Dynamic loading

During cyclic loading two abutment fractures (SST group at approx. 600.000 cycles and SZL group at approx. 100.000 cycles) and two chipping events occurred (all of CZL group). The Kaplan-Meier estimator displayed the survival function. These specimens were excluded from fracture strength testing.



and contact wear analysis, as they did not pass the 1,200,000 chewing cycles. No implant fracture, abutment screw fracture, loosening of the abutment screw or of the abutment – ceramic connection was recorded.

For the specimens of CZL group mean substance loss of  $5.13 \text{ mm}^3$  (SD:  $1.28 \text{ mm}^3$ ) was found. The deficit of volume for SZL group was  $6.56 \text{ mm}^3$  (SD:  $1.70 \text{ mm}^3$ ), for MZL group  $2.27 \text{ mm}^3$  (SD:  $1.52 \text{ mm}^3$ ). Crowns of SST group wore  $9.47 \text{ mm}^3$  (SD:  $3.95 \text{ mm}^3$ ) of volume and the specimens of SFL group showed a difference of  $8.29 \text{ mm}^3$  (SD:  $3.59 \text{ mm}^3$ ).

The results of the one-way analysis test showed statistically significant ( $p < 0.001$ ) differences between the five experimental groups regarding the contact wear behavior, the Student-Newman-Keuls test declared three statistically significant differing subgroups (Table 2: Multi-comparison posthoc test (Student-Newman-Keuls) declared three statistically significant ( $p < 0.05$ ) homogenous subgroups concerning contact wear; mean values and significance for groupings are displayed). Crowns fabricated with the modified zirconia coping (MZL group) showed significantly ( $P < 0.001$ ) lowest contact wear compared to all other groups. Based on these findings and highest significance for grouping, the Mann-Whitney U-test displayed in a pairwise comparison the significant differences between the three declared subgroups representing the types of veneering (Li = group SST + SFL; Mod = group MZL; Con = group CZL + SZL) whereas lithium disilicate veneered crowns (Li) showed significantly ( $P = 0.006$ ) highest contact wear (Table 3: Mann-Whitney U-test showing a pairwise comparison of the three subgroups concerning contact wear with statistical significant differences between the groups).

### Load until fracture

There was no statistically significant influence at the mean fracture load recorded between the tested groups, the end of the fracture load testing was described above.

The highest mean values were recorded for specimens of SFL group with 1049.9 N (SD: 145.4 N). For SZL group the measurement resulted in 853.7 N (SD: 376.6 N) and for MZL

**Table 2**

Group	N	Subgroups for alpha = 0.0.5		
		1	2	3
MZL	10	2.2716		
CZL	10		5.1256	
SZL	9		6.5561	6.5561
SFL	10			8.2886
SST	9			9.4668
Significance		1.000	.242	.052

**Table 3**

Groups	con (CZL + SZL) mod (MZL)	con (CZL + SZL) li (SST + SFL)	mod (MZL) li (SST + SFL)
significance	0.000	0.006	0.000

con: conventional layered veneering

mod: modified coping design with handlayered veneering

li: lithium-disilicate fabricated veneering

group in 931.7 N (SD: 235.2 N). For the crowns of CZL group a mean fracture load of 729.7 N (SD: 475.0 N) was displayed and 819.4 N (SD: 536.7 N) for the samples of SST group. The Student-Newman-Keul's testing declared one homogenous subgroup with a statistical significance of 0.347 [Table 4: Student-Newman-Keul's multi-comparison test declared one homogenous subgroup in terms of fracture load testing; mean value (standard deviation) and statistical significance are presented].

The visual examination of the specimens showed, that 96% of the abutments were at least deformed within the area between the implant shoulder and the crown whereas damages in implants or abutment screws distinguished between the groups (Table 5: failure patterns after fracture load testing differing crown- and implant-related failures). The lowest rate of implant damage was found in the SFL group. The abutment failures reached from slight to severe deformities until partially and total fracture on gingival level. Implant failures were only observed in terms of deformities on the connecting interface and the implant shoulder whereas no implant fracture occurred.

Different failure types were observed within the crowns between the groups: whereas the cemented, hand-layered crowns (CZL group) mostly showed a cohesive fracture within the veneering (eight) and two catastrophic failures with the fracture of one fragment of the cemented crown off the titanium-zirconia abutment component. Only total fracture through the veneering and the zirconia framework was found in SZL and MZL group with the exception of one cohesive veneering fracture. The specimens of SST group showed eight total and one adhesive fractures within the veneering and in group SFL, due to the monolithic construction, only

**Table 4**

Group	N	Subgroup for alpha = 0.05
MZL	10	931.7 (235.2)
SFL	10	1049.9 (145.4)
SST	9	819.4 (536.7)
SZL	9	853.7 (376.6)
CZL	8	729.7 (475.0)
Significance		0.347

**Table 5**

Group	Crown-related failures		Implant-related failures		
	Veneering fracture		Abutment	Implant	Screw
	Cohesive	Adhesive			
CZL	8		8	6	1
SZL			9	5	2
MZL	1		7	6	
SST		1	10	5	2
SFL			10	2	

catastrophic failures of the crown with delamination of the titanium base were found.

### Scanning electron microscope analysis

SEM analysis before cyclic loading exhibited small surface imperfections within the veneering of the hand-layered specimens, whereas in CAD/CAM fabricated parts, a more homogenous surface was found. After chewing simulation, the areas of contact wear were clearly visible, but more traces were found in the hand-layered specimen groups. At the two crowns of CZL group, failed during mouth-motion fatigue stress testing, the typical outcome of chipping failures was presented: a fracture only within the veneering without denudation of the frameworks.

### Discussion

Different all-ceramic concept for implant – supported single crowns showed different mechanical performance so the working hypothesis can widely be accepted. The findings revealed a material dependent contact wear, a retention dependent chipping behavior and characteristic fracture patterns. Merely in terms of fracture resistance no influence was observed.

The study design took the following considerations into account: clinical established and proven titanium implants were embedded into polymethyl-methacrylate resin. As all manufacturing steps were carried out by the same dental technician and dentist, all parts were milled in the same milling unit and identical firing and sintering protocols were used, a maximum in standardization could be assumed. All crowns were manufactured of clinically established materials and imitated the anatomical shape of the same lower molar crown. The variables chosen were defined as the mode of retention and the fabrication process. Therefore, the traditional layering technique was applied to display differences between the screw- and cement- retention concept. Additionally, a further,

modified coping design was considered to minimize the possible negative influence of the occlusal SAH on the mechanical behavior. Furthermore, completely CAD/CAM designed and fabricated all-ceramic concepts were considered. The CAD-on technique combines a zirconia coping with a digitally designed and milled veneering structure in contrast to hand-layering technique manufacturing. And finally, the full-contour lithium disilicate specimens represent a modern technique of high efficient fabrication with constant quality.

Moreover, environmental influences were considered by exposal to dynamic loading using standard loading parameters [26–28].

It has been assumed that the experimental setup offers nearly clinical conditions and the test specimens are fabricated and treated as if constructed for clinical use.

The present study displayed no statistically significant difference between the mode of retention or the applied all-ceramic materials according to the maximum fracture load. Whereas lithium-disilicate veneered specimens exhibited statistically significant highest contact wear during cyclic loading.

The results of this study showed that mouth-motion fatigue stress caused two chipping events and two abutment fractures, what resulted in a total survival rate of 92% and a chipping rate of 4%. These findings, projected on estimated 5-year survival rate in clinical studies, are similar to comprehensive literature reviews [5, 29–31]. Highest was observed for lithium disilicate veneered specimens (SFL, SST), lowest contact wear was found for the MZL group, the type of fixation (SZL, CZL) did not seem to have influence on the wear behavior.

As far as the mean fracture load was concerned, none of the considered factors had a statistically significant effect on the result. The mean fracture resistances range from 910.4 N for the SST group to 1049.9 N for the SFL. Deviations to other studies may be caused by the use of implants and/or abutments with differing diameters [35], use of different materials or different experimental setup. In contrast to this present study, fracture load testing was performed at axial forces on the center of the crowns in frequent studies. This difference in study design results in a very varying stress distribution during static loading. Thus, it seems comprehensible, that higher fracture resistances were noticed, when load was applied axially [36, 37]. Considering different abutment angulations from 0° up to 30°, Sornsuan et al. noticed by far lower fracture resistances when load was applied onto specimens with an angulation of 30° [38]. According to this, when load was applied in an off-axis angle, similar results were noticed to this present study [32–35].

The standard deviations of the fracture load testing in the present study are comparable [14, 37, 39] or slightly higher [37] to literature findings with similar experimental setup. Discrepancies to other publications may be explained by use of different materials and different crown design [11]. Another

relevant and comprehensible explanation is based on the fabrication procedure. As the accuracy and so the reproducibility is highly depending on the quality in the manufacturing process, the minimization of manual procedures by using milled full-contour restorations may influence the continuity in manufacturing compared to hand-layering techniques. This assumption is clearly illustrated by the remarkably low standard deviations in the full-contour lithium-disilicate group results after fracture load testing.

Whereas some studies showed significantly superior results for cemented than for screw-retained implant restorations [10, 21, 40], other authors leave this decision to the clinician's preference [22, 23]. Several publications report about the SAH as the weakest point based on the interrupted continuity of the veneering and hence the essential point according to chipping of the veneering [9, 10, 33]. In a recent publication by Preis et al. [41], it is suggested, that a weakening influence of the SAH is depending on the crown material chosen. This suggestion is based on the finding, that materials of lower strength like composites failed at significantly lower forces, whereas no difference in the fracture behavior could be observed when using ceramic materials in different retention modes. Sailer et al. noted significantly higher technical failure rates for screw-retained restorations, especially for single crowns the usage of cement-retention is preferred [6]. In contrast, Cacaci et al. revealed no difference in the clinical outcome after a 36-month observation period regarding technical complications between screw- and cement-retention concepts [42]. The authors of this present in vitro study found, that chipping during cyclic loading only occurred in group CZL, and the type of fixation, cemented or screw-retained, did not have any influence on the fracture resistance. These findings are in accordance to Wittneben et al., who found in a 10-year retrospective study no statistically significant differences in the chipping rates between cemented or screw-retained restorations [24]. The chipping behavior of the cemented specimens during cyclic loading is difficult to comprehend, as it is unlikely to be caused by the materials used. But the individual crown fabrication for the corresponding titanium – zirconia abutment structure, may have resulted in slightly differing coping and veneering thicknesses. And as Millen et al. [43] and Shirakura et al. [44] reported about the influence of coping and veneering thickness on spalling, fracture toughness and survival rate, this mode of coping fabrication combined with the hand-layering technique might lead to a non-uniform composition and consequentially higher susceptibility towards chipping.

In general, hand-layering technique may be more prone to human errors, as the predominantly manual manufacturing process is more complex and depending on experience and capability.

Whereas cemented crowns may achieve a slightly superior esthetic outcome and allow the ideal position of occlusal

contacts [21], screw-retained restorations offer several clinically important opportunities: the most frequent technical problem of implant supported restorations, loosening of the abutment screw [5, 29–31], can be solved easily by getting direct access to the abutment screw for replacing without destruction or damage of the supra-structure. This presents a time-, work- and trouble-saving advantage for the clinician. Furthermore, removal of the supra-structure is an unproblematic procedure, what seems relevant as implant-supported restorations have a significantly higher risk for technical complications than tooth-supported ones [5]. Another relevant point is the minimization of biological complications. Excess of resin-cement is found frequently in the peri-implant sulcus of cement retained restorations. This undetected excess cement is highly associated with local inflammatory processes [45–47]. As screw-retained restorations are already lab-side fixed to the abutments, the risk of peri-implant complications due to excess cement is not existent.

The modified zirconia coping design (MZL group) showed the lowest contact wear during cyclic loading, what could be explained consequentially as the chewing forces were applied to the zirconia collar as well and thus, the crown shows a similar performance as full-contour zirconia crowns in this region [48]. But compared to all other screw-retained specimens, this fabrication mode does not enable the replacing of the abutment screw, as the screw head is wider than the occlusal screw access hole itself.

As far as the choice of the all-ceramic material is considered, the visual examination hypothesizes, that the full-contour lithium-disilicate crown buffers the applied forces and thus prevents the implant from damage. Further, the SFL group exhibited no chipping during dynamic loading and the high contact wear of the crown might to preserve abrasion of the opposing dentition [49]. In return, the zirconia framework offers a very stable structure, what a comparison of the flexural strengths between the zirconia (900 MPa) and the lithium disilicate (360 MPa) material confirms [50]. As the abutment interface between implant shoulder and ceramic crown is fractured or at least unusable damaged at nearly all the specimens, it can be assumed, that this area represents the weakest component within this construction. Considering implant damages, the observation was found that indeed no implant was fractured but all implant – related failures led to deformities within the internal connection interface and the implant shoulder. These damages do not permit a further clinical use of the implants for prosthetic restoration and would have led to their removal. Following this, the choice of material or the type of fixation do not exhibit the limiting factors according to fracture load testing. Another relevant parameter supporting the use of manually veneered zirconia crowns is the high opacity of the framework combined with the possibility of creating natural and individual veneers. Due to the differing flexural strengths of the zirconia core (900 MPa)

compared to the fluorapatite veneering material (90 MPa) [51], the susceptibility to chipping of the veneering ceramic can be explained [52]. These characteristics recommend the use of manually veneered zirconia crowns especially for the anterior region, where superior esthetical properties are requested and lower chewing forces are present [53].

The limitations of this study are obviously similar to other in-vitro studies: The mouth-motion fatigue stress testing in vitro can hardly be projected onto the complexity of the human chewing system in vivo. Especially, as only a unidirectional force is applied during cyclic-loading, these findings could only give a tendency towards clinical expectable results [44]. Furthermore, whether the number of chewing cycles, nor the loading protocol or the direction of the applied force vector are standardized parameters for in vitro studies [26, 31, 44]. Thus, even the comparison of laboratory studies has to be handled with care. However, in this present study an extensive overview of current fabrication and retention modes of implant-supported all-ceramic crowns is performed. Clinically well documented and approved materials were used, mouth-motion fatigue stress including thermal conditions was respected. Further long-term clinical applications will be necessary in the future to affirm the acquired results.

## Conclusion

Using screw-retained monolithic lithium disilicate single crowns on dental implants, leads to a less risk for implant damage and exhibited no technical chipping complications. The modified zirconia coping design caused lowest contact wear, whereas lithium disilicate veneering showed highest substance loss. Neither the mode of retention, screw-retained or cemented, nor the all-ceramic materials used, had influence on the fracture load.

**Acknowledgments** The CAMLOG FOUNDATION and IvoclarVivadent supported this study with materials. The authors would like to thank the laboratory staff of the prosthodontic department of Munich dental School for their support, especially Josef Schweiger and Marc Ramberger.

## Compliance with ethical standards

**Conflict of interest** The authors declare MO, OR and KE that they have no conflict of interest.

The author FB lectures for CAMLOG and IvoclarVivadent for an adequate honorarium.

**Funding** No funding was obtained for this study.

**Ethical approval** This article does not contain any studies with animals or human participants performed by any of the authors.

**Informed consent** For this kind of study, formal consent is not required.

## References

1. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S (2010) Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont* 23(2):141–148
2. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH (2012) Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 107(3):170–177. doi:10.1016/S0022-3913(12)60051-1
3. Sorrentino R, De Simone G, Tete S, Russo S, Zarone F (2012) Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 16(3):977–985. doi:10.1007/s00784-011-0575-2
4. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH (2007) Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 20(4):383–388
5. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M (2007) Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 18(Suppl 3):97–113. doi:10.1111/j.1600-0501.2007.01439.x
6. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D (2012) Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 23(Suppl 6):163–201. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02538.x
7. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peculiene V (2011) The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res* 22(12):1379–1384. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02119.x
8. Wilson TG Jr (2009) The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol* 80(9):1388–1392. doi:10.1902/jop.2009.090115
9. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM (2007) In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 97(3):137–140. doi:10.1016/j.prosdent.2007.01.001
10. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L (2004) A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 91(6):532–537. doi:10.1016/S0022391304001398
11. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D (2009) High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials 25(1):121–128. doi:10.1016/j.dental.2008.04.019
12. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D (2012) The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists* 21(5):353–362. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00845.x
13. Schmitter M, Mueller D, Rues S (2012) Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent* 40(2):154–162. doi:10.1016/j.jdent.2011.12.007



14. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ (2015) Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent* 114(1):59–66. doi:[10.1016/j.prosdent.2014.10.015](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.10.015)
15. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M (2013) Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *The international journal of prosthodontics* 26 (2):164–171. Doi:[10.11607/ijp.3229](https://doi.org/10.11607/ijp.3229)
16. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R (2010) Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 104(1):6–12. doi:[10.1016/S0022-3913\(10\)60086-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60086-8)
17. Reich S, Schierz O (2013) Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig* 17(7):1765–1772. doi:[10.1007/s00784-012-0868-0](https://doi.org/10.1007/s00784-012-0868-0)
18. Schwarz S, Schroder C, Hassel A, Bomicke W, Rammelsberg P (2012) Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Implant Dent Relat Res* 14(Suppl 1):e119–e125. doi:[10.1111/j.1708-8208.2011.00388.x](https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00388.x)
19. Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M (2011) Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *Eur J Oral Sci* 119(3):253–257. doi:[10.1111/j.1600-0722.2011.00829.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2011.00829.x)
20. Harder S, Kern M (2009) Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research* 20 Suppl 4:48–54. doi:[10.1111/j.1600-0501.2009.01778.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01778.x)
21. Hebel KS, Gajjar RC (1997) Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 77(1):28–35
22. Chee W, Jivraj S (2006) Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J* 201(8):501–507. doi:[10.1038/sj.bdj.4814157](https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4814157)
23. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G (2004) Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19(2):260–265
24. Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Burgin W, Hicklin S, Bragger U (2013) Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. doi:[10.1111/cid.12066](https://doi.org/10.1111/cid.12066)
25. Randelzhofer P, Cacaci C (2011) Verschraubte Lösung. *Teamwork J CONT DENT EDUC*, vol 3/2011
26. Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Buchler A, Zappini G (2008) Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 24(10):1352–1361. doi:[10.1016/j.dental.2008.02.019](https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.02.019)
27. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR (2006) Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: an in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 137(4):514–522
28. Schmitter M, Mueller D, Rues S (2013) In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil* 40(7):519–525. doi:[10.1111/joor.12061](https://doi.org/10.1111/joor.12061)
29. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP (2008) A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 19(2):119–130. doi:[10.1111/j.1600-0501.2007.01453.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01453.x)
30. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS (2012) Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 23(Suppl 6):2–21. doi:[10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x)
31. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M (2009) A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 20(Suppl 4):4–31. doi:[10.1111/j.1600-0501.2009.01787.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01787.x)
32. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D (2003) In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 90(4):325–331. doi:[10.1016/S0022391303005146](https://doi.org/10.1016/S0022391303005146)
33. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S (2007) Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 23 (3):296–301. doi:[10.1016/j.dental.2005.10.013](https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.10.013)
34. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR (2006) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 95(2):111–116. doi:[10.1016/j.prosdent.2005.12.003](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.12.003)
35. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F (2013) In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *The international journal of oral & maxillofacial implants* 28 (2):488–493. Doi:[10.11607/jomi.2772](https://doi.org/10.11607/jomi.2772)
36. Komine F, Taguchi K, Fushiki R, Kamio S, Iwasaki T, Matsumura H (2014) In vitro comparison of fracture load of implant-supported, zirconia-based, porcelain- and composite-layered restorations after artificial aging. *Dent Mater J* 33(5):607–613
37. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V (2017) In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Investig* 21(4):1213–1219. doi:[10.1007/s00784-016-1898-9](https://doi.org/10.1007/s00784-016-1898-9)
38. Sornsuan T, Ellakwa A, Swain MV (2011) Occlusal geometrical considerations in all-ceramic pre-molar crown failure testing. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 27(11):1127–1134. doi:[10.1016/j.dental.2011.08.005](https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.005)
39. Kamio S, Komine F, Taguchi K, Iwasaki T, Blatz MB, Matsumura H (2015) Effects of framework design and layering material on fracture strength of implant-supported zirconia-based molar crowns. *Clin Oral Implants Res* 26(12):1407–1413. doi:[10.1111/clr.12468](https://doi.org/10.1111/clr.12468)
40. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G (2011) Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26(5):1102–1107
41. Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M (2017) In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 33(4):427–433. doi:[10.1016/j.dental.2017.01.003](https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.01.003)
42. Cacaci C, Cantner F, Mucke T, Randelzhofer P, Hajto J, Beuer F (2016) Clinical performance of screw-retained and cemented implant-supported zirconia single crowns: 36-month results. *Clin Oral Investig*. doi:[10.1007/s00784-016-1982-1](https://doi.org/10.1007/s00784-016-1982-1)
43. Millen CS, Reuben RL, Ibbetson RJ (2012) The effect of coping/ veneer thickness on the fracture toughness and residual stress of implant supported, cement retained zirconia and metal-ceramic crowns. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 28(10):e250–e258. doi:[10.1016/j.dental.2012.06.008](https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.06.008)
44. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C (2009) The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 101(2):119–127. doi:[10.1016/S0022-3913\(09\)60006-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60006-8)

45. Korsch M, Obst U, Walther W (2014) Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clin Oral Implants Res* 25(7):797–802. doi:[10.1111/clr.12173](https://doi.org/10.1111/clr.12173)
46. Korsch M, Robra BP, Walther W (2015) Cement-associated signs of inflammation: retrospective analysis of the effect of excess cement on peri-implant tissue. *The international journal of prosthodontics* 28 (1):11–18. Doi:[10.11607/ijp.4043](https://doi.org/10.11607/ijp.4043)
47. Korsch M, Walther W (2014) Peri-Implantitis associated with type of cement: a retrospective analysis of different types of cement and their clinical correlation to the Peri-implant tissue. *Clin Implant Dent Relat Res*. doi:[10.1111/cid.12265](https://doi.org/10.1111/cid.12265)
48. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M (2012) In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 28(4):449–456. doi:[10.1016/j.dental.2011.11.024](https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.11.024)
49. Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, Esquivel-Upshaw J (2011) Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc* 142(Suppl 2):4S–9S
50. Ivoclar-Vivadent (2011) IPS e.max CAD-on - Scientific Documentation
51. Ivoclar-Vivadent (2005) IPS e.max Ceram-Scientific Documentation
52. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP (2010) Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 23(5):434–442
53. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M (2010) Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int* 41(8):631–637

## **V. Publikation II**

Schubert O, Nold E, Obermeier M, Erdelt K, Stimmelmayer M, Beuer  
F

**Load bearing capacity, fracture mode, and wear performance of  
digitally veneered full-ceramic single crowns**

Int J Comput Dent 2017; 20(3):245-262; Impact Factor 1.436  
(Journal Citation Reports ® 2016)



O. Schubert<sup>a</sup>, E. Nold<sup>b</sup>, M. Obermeier<sup>c</sup>, K. Erdelt<sup>d</sup>, M. Stimmelmayer<sup>e</sup>, F. Beuer<sup>f</sup>

Oliver Schubert

## Load bearing capacity, fracture mode, and wear performance of digitally veneered full-ceramic single crowns

### Mechanische Belastbarkeit, Frakturmodus und Abrasionsverhalten digital verblendeter vollkeramischer Einzelkronen

#### Zusammenfassung

**Zielsetzung:** Computerunterstützte Technologien können dabei helfen, klinische Komplikationen zirkonbasierter Restauration – wie beispielsweise Frakturen der Verblendkeramik – zu minimieren. Ziel dieser Studie war es, verschiedene Verblendverfahren keramischer Zirkoneinzelkronen im Hinblick auf Abrasionsverhalten, Bruchfestigkeit und Frakturmodus zu untersuchen.

**Methodik:** Es wurden sechs verschiedene Gruppen digital designer Kronen hergestellt und konventionell auf je zehn Metallstümpfe zementiert: drei Gruppen mit Zirkongerüst und CAD/CAM-generierter Verblendung („digital veneering system“ = DVS, CAD-on, Infix CAD), zirkonbasierte Kronen mit gepressten Verblendkappen (Infix Press), Zirkongerüst lediglich mit aufgebracht Schmelzschicht

#### Abstract

**Objectives:** Computer-aided technologies can help to minimize clinical complications of zirconia-based restorations such as veneering porcelain fractures. The aim of this study was to evaluate different veneering approaches for zirconia single crowns regarding contact wear, fracture strength, and failure mode.

**Methods:** Six different types of computer-aided design (CAD) crowns were manufactured and conventionally cemented on 10 metal dies each: three groups with a zirconia framework and a CAD/CAM-fabricated veneering cap (“digital veneering system”: DVS, CAD-on, Infix CAD), zirconia-based crowns with pressed veneering caps (Infix Press), zirconia framework containing the dentin layer with only the incisal enamel material added (dentin-core), and

- a Dr. med. dent., M.Sc. Oliver Schubert, Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München
- b Dr. med. dent., M.Sc. Ephraim Nold, Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München
- c ZA Matthias Obermeier, Praxis für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie Prof. Dr. Dr. Paulus, München
- d Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt, Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München

- e Priv.-Doz. Dr. Michael Stimmelmayer, Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München
- f Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer, Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre, CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Charité – Universitätsmedizin Berlin

*Dr. Schubert und Dr. Nold sind beide Erstautoren*



conventional substructure with powder buildup veneering porcelain (layering technique). All specimens were submitted to artificial aging (120,000 mechanical cycles, 50 N load, 0.7-mm sliding movement, 320 thermocycles). After contact wear was measured with a laser scanning system, fracture resistance and failure mode were examined using a universal testing machine and a scanning electron microscope. Statistical analysis was performed at a significance level of 5%.

**Results:** No statistical difference was revealed regarding the contact wear of the restorations ( $P = 0.171$ ; ANOVA). No significant difference was found regarding the fracture resistance of the crowns ( $P = 0.112$ ; ANOVA). Failure analysis revealed three different failure patterns: cohesive veneering fracture, adhesive delamination, and total fracture, with a characteristic distribution between the groups.

**Significance:** All tested specimens survived artificial aging and exhibited clinically acceptable wear resistance and fracture resistance. Digital veneering techniques offer a promising, time- and cost-effective manufacturing process for all-ceramic restorations and may usefully complement the digital workflow.

**Keywords:** CAD/CAM, all-ceramic, chipping, digital veneering, single crown, zirconia

## Introduction

Although options for digital fabrication in dentistry are rapidly increasing, the traditional method of handcrafting dentures has not become obsolete. The manufacturing of dental prostheses is still a predominantly manual process.

Especially, the hand-layering procedure of metal or ceramic substructures with a veneering ceramic can still be considered the gold standard for the fabrication of crowns and fixed dental prostheses (FDPs). With the layering method, the veneer is applied onto the framework in a powder buildup technique, and then sintered densely.

During this elementary work step, dentists and well-trained dental technicians try to reconcile the patient's high esthetic expectations with stringent technical requirements regarding the dentures. Nevertheless, as this very time-consuming, manual procedure is exceedingly technique-sensitive, there is always the risk of human error and mistakes.

(„Dentinkern“) und konventionelles Gerüst mit aufgeschichteter Verblendmasse („Schichttechnik“). Alle Prüfkörper erfuhren einen künstlichen Alterungsprozess (120.000 Kauzyklen, 50 N Belastung, 0,7 mm Gleitbewegung, 320 Thermozyklen). Nach Lasermessung der Abrasion wurden die Bruchfestigkeit und die Versagensmuster mithilfe einer Universalprüfmaschine, sowie rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Die statistische Analyse erfolgte auf einem Signifikanzniveau von 5 %.

**Ergebnis:** Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Abrasionsverhaltens der Restaurationen ermittelt werden ( $p = 0,171$ ; ANOVA). Die Differenzen bezüglich der Bruchfestigkeit der Kronen waren statistisch nicht signifikant ( $p = 0,112$ ; ANOVA). Die Ausfallanalyse offenbarte drei verschiedene Frakturmodi: kohäsive Verblendfraktur, adhäsive Delamination und vollständige Fraktur mit charakteristischer Verteilung zwischen den Prüfgruppen.

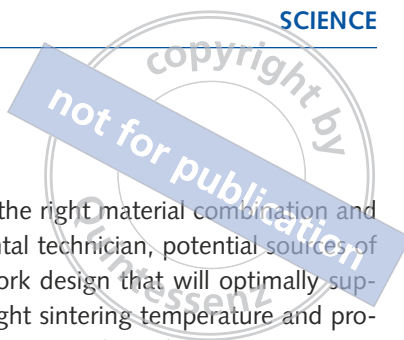
**Signifikanz:** Alle getesteten Prüfkörper überstanden den künstlichen Alterungsprozess und offenbarten ein klinisch akzeptables Abrasions- und Bruchverhalten. Digitale Verblendtechniken ermöglichen dabei einen vielversprechenden, zeit- und kosteneffektiven Fertigungsprozess vollkeramischer Restaurationen und können den digitalen Workflow wertvoll vervollständigen.

**Schlüsselwörter:** CAD/CAM, Vollkeramik, Chipping, digitale Verblendung, Einzelkrone, Zirkonoxid

## Einleitung

Obwohl die Möglichkeiten für die digitale Fertigung in der Zahnmedizin ständig steigen, ist der traditionelle, handgefertigte Zahnersatz kein veraltetes Relikt. Die Herstellung der „Dritten“ ist nach wie vor überwiegend Handarbeit.

Insbesondere die von Hand aufgeschichtete keramische Verblendung auf Metall oder Keramikgerüste kann noch immer als Goldstandard bei der Herstellung von Kronen und Brücken erachtet werden. In dieser Schichttechnik wird die Verblendung in einem Pulver-Flüssigkeits-System auf die Gerüststruktur aufgebracht und dicht gesintert. Während dieses elementaren Arbeitsschrittes versuchen Zahnärzte wie Zahntechniker sowohl die hohen Erwartungen der Patienten an das ästhetische Erscheinungsbild als auch die besonders hohen technischen Anforderungen an den Zahnersatz zu erfüllen.



Gleichwohl ist die Anfälligkeit für menschliche Fehler immer gegeben, da dieser zeitaufwändige manuelle Prozess technisch hochsensibel ist. Potenzielle Fehlerquellen stellen neben der Auswahl der geeigneten Materialkombinationen und der Erfahrung des Zahntechnikers auch die Gerüstgestaltung zur Verblendunterstützung, die korrekte Brenntemperatur und Brandführung sowie die Oberflächenbearbeitung der Gerüst- und Verblendmaterialien dar<sup>1-7</sup>.

Fehlerstellen innerhalb der Gerüst- oder Verblendstruktur können den Bruch der gesamten Restauration zur Folge haben<sup>8</sup>. In diesem Zusammenhang werden in der Fachliteratur vielfach technische Komplikationen beschrieben. Die kohäsive Fraktur innerhalb der Verblendkeramikschiicht, sogenanntes Chipping, stellt eine weitverbreitete Komplikation dar, speziell in Bezug auf zirkonoxidbasierte und handverblendete vollkeramische Restaurationen. Die Inzidenzraten für das Auftreten einer Chipping-Fraktur bei zirkonbasierten Brücken reichen von 6,2<sup>9</sup> bis 15,2 %<sup>10</sup>. Sailer et al.<sup>11</sup> errechneten in einer Literaturübersicht aus dem Jahre 2015 im Mittel eine geschätzte jährliche Versagensrate zirkonbasierter vollkeramischer Einzelkronen von 1,84 bei einer Gesamtzahl von 1.049 Restaurationen. Dabei erwies sich im Speziellen das Chipping als eine der häufigsten technischen Komplikationen mit einer kumulativen 5-Jahres-Komplikationsrate von 3,1 %.

Aus diesem Grund erscheint es naheliegend, nach Alternativen Ausschau zu halten, um das Risiko für Chipping-Komplikationen zu reduzieren. Die Einführung der computerunterstützten Design- und Fertigungstechnologien („computer-aided design, computer-aided manufacturing“, CAD/CAM) in die Zahnmedizin bietet einen vielversprechenden Ansatz zur zeit- und kosteneffektiven Herstellung hochwertiger Zahnersatzes und ermöglicht zusätzlich die hochpräzise Verarbeitung interessanter und fortschrittlicher Materialien wie Zirkon, Titan oder moderner Dentalkunststoffe und Nano-Hybrid-Komposit-Werkstoffe<sup>12,13</sup>.

Die digitale Planung mit der entsprechenden Software und der computerunterstützte Herstellungsprozess offerieren eine große Bandbreite an Anwendungsmöglichkeiten: Zahnprothesen, Keramik-, Metall- oder Kunststoffkronen und -brücken oder Implantatabutments ebenso wie Operationsschablonen für die Implantation oder Aufbissschienen für die konservative Therapie temporomandibulärer Beschwerden<sup>14,15</sup>. Diese standardisierte, akkurate sowie reproduzierbare Verarbeitung homogener, industriell gefertigter und kontrollierter Materialien

Apart from the choice of the right material combination and the experience of the dental technician, potential sources of error include the framework design that will optimally support the veneering, the right sintering temperature and process, and the surface treatment of the framework and the veneering.<sup>1-7</sup>

Imperfections within the structure of the framework or veneering may lead to fracture of the restoration.<sup>8</sup> In this context, technical complications are frequently reported in the literature. The cohesive fracture within the veneering ceramic (ie, chipping) is a common clinical complication especially of zirconia-based and hand-layered all-ceramic restorations. The incidence rates for the occurrence of chipping range from 6.2%<sup>9</sup> to 15.2%<sup>10</sup> for zirconia-based FDPs. In a systematic review of the year 2015, Sailer et al calculated an average estimated annual failure rate for zirconia-based all-ceramic single crowns of 1.84, involving a total number of 1,049 reconstructions. Particularly, chipping displayed one of the most common technical complications, with a cumulative 5-year complication rate of 3.1%.<sup>11</sup>

Thus, it seems logical to search for alternatives to reduce the risk of chipping complications. The introduction of computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) technologies into dentistry offers a promising approach for manufacturing very time- and cost-efficient, high-quality dentures. In addition, it allows for the high-precision processing of interesting and progressive materials such as zirconia, titanium, modern dental resins, and nanohybrid composites.<sup>12,13</sup>

The digital design with the corresponding software and the CAM process offers a wide variety of applications: dental prostheses; ceramic, metal or resin crowns; FDPs; implant abutments; surgical templates for dental implant placement; and occlusal splints for the conservative treatment of temporomandibular disorders (TMDs).<sup>14,15</sup> These standardized, accurate, and reproducible manufacturing processes of homogeneous, industrially fabricated and controlled materials guarantee the highest levels of quality, optimized mechanical properties, better biocompatibility, and an individual appearance.<sup>16,17</sup>

The present trial was conducted to examine different digital and conventional veneering systems based on zirconia single-crown frameworks with regard to contact wear, fracture strength, and failure mode.

It can be assumed that digital veneering techniques simplify the manufacturing process of zirconia-based all-ceramic crowns and minimize the risk of technical complications.

## Materials and methods

A mandibular left second molar (AG-3, Frasaco GmbH, Tettnang, Germany) was provided with a 1.0-mm marginal chamfer preparation suitable for an all-ceramic zirconia-based crown. The occlusal surface area was reduced by 1.5 mm. To feature the abutment tooth with a preparation angle of 6 degrees ( $\alpha/2$ ), the preparation was finished using a milling unit (F1 milling system, DeguDent GmbH, Hanau, Germany) with a carbide bur (Komet H356RS 103.040, Gebr. Brasseler, Lemgo, Germany). Following this, a polyether impression was made (Impregum, 3M ESPE, Germany) using a plastic impression tray (Inlay impression tray, Dr. Speier GmbH, Münster, Germany). After 24 h, a cast was created with a special scannable stone plaster (Octa-Scan, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany). The cast was scanned and digitized applying the KaVo Everest scan (KaVo Dental GmbH, Biberach, Germany). The data record was processed (KaVo Everest CAD Software, KaVo Dental), and the titanium metal dies (Everest BIO T-Blank, KaVo Dental) were manufactured using a 5-axis CAM machine (KaVo Everest Engine, KaVo Dental). The titanium metal dies were refined with a carbide bur, sandblasted (FG 3-82 Sandmaster, Wills, Zofingen, Suisse; alumina grain size 50  $\mu\text{m}$ , max 2.0 bar) by means of surface enlargement, and capped into polymethyl methacrylate resin (Paladur, Heraeus Kulzer). Sixty identical titanium master dies were manufactured to serve as test models. As described later, the master dies were scanned again with each particular scanning system to fabricate the corresponding crowns for all test groups (Fig 1). All crowns received identical outer shapes based on the shape of the DVS crown group.

### Test groups

#### *Digital veneering system (DVS)*

Scanning of the plaster cast was conducted with a laboratory scanner (Lava Scan, 3M ESPE, MN, USA) via structured light projection. After creating a standard tessellation language (STL) data file, the crown was designed to full contour and then subdivided (file splitting) into a framework and a veneering structure (Lava Design Software, 3M ESPE). The framework was designed to optimally support the veneering and to ensure maximum stability with a minimum thickness of 0.6 mm. The CAD data were submitted to the milling center where the framework was milled from pre-sintered yttrium-stabilized zirconia blocks (Lava Frame, Shade FS3, 3M ESPE), and the veneering from pre-sintered glass ceramic

gewährleistet ein höchstes Maß an Qualität, optimierte mechanische Eigenschaften, hohe Biokompatibilität und überdies ein individuelles Erscheinungsbild<sup>16,17</sup>

Die vorliegende Untersuchung wurde durchgeführt, um, basierend auf Einzelkronengerüsten aus Zirkon, verschiedene digitale und konventionelle Verblendmethoden hinsichtlich ihrer Abrasion, Bruchfestigkeit und ihres Versagensverhaltens zu untersuchen. Es wird vermutet, dass die digitalen Verblendtechniken den Herstellungsprozess zirkonoxidbasierter vollkeramischer Einzelkronen vereinfachen und das Risiko für technische Komplikationen minimieren.

## Materialien und Methoden

Ein linker zweiter Unterkiefermolar (AG-3, Frasaco GmbH, Tettnang) wurde entsprechend für vollkeramische Zirkonoxidgerüstkronen mit einer marginalen 1,0 mm tiefen Hohlkehle präpariert, die Okklusalfäche wurde um 1,5 mm reduziert. Um einen Präparationswinkel von 6° ( $\alpha/2$ ) zu erreichen, wurde der Zahnstumpf in einer Parallelfraße (F1 Fräseinheit, DeguDent GmbH, Hanau) mit einer Hartmetallfräse (Komet H 356 RS 103.040, Gebr. Brasseler, Lemgo) finiert. Anschließend wurde eine Polyether-Abformung (Impregum, 3M Espe GmbH) mittels eines Plastikabformlöffels (Inlay impression tray, Dr. Speier GmbH, Münster) angefertigt. Nach 24 Stunden wurde ein Modell aus einem speziellen scannbaren Gips (Octa-Scan, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) hergestellt, das Modell gescannt und mithilfe der KaVo Everest Scaneinheit (KaVo Dental GmbH, Biberach) digitalisiert. Der Datensatz wurde verarbeitet (KaVo Everest CAD-Software KaVo Dental GmbH) und Titanstümpfe („Everest BIO T-Blank“, KaVo Dental GmbH) von einer 5-Achs-CAM-Fräsmaschine (KaVo Everest engine, KaVo Dental GmbH) herausgefräst. Die Metallstümpfe wurden mit einer Hartmetallfräse finiert, zur Oberflächenvergrößerung sandgestrahlt (FG 3-82 Sandmaster, Wills, Zofingen, Schweiz; Aluminiumoxid Korngröße 50  $\mu\text{m}$ , max. 2.0 bar) und in Polymethylmethacrylat-Kunststoff (Paladur, Heraeus Kulzer GmbH) gesockelt. Auf diese Weise wurden sechzig identische Titan-Meisterstümpfe als Testkörper hergestellt. Die Stümpfe wurden, wie nachfolgend beschrieben, mit den entsprechenden Scansystemen erneut gescannt, um die zugehörigen Kronen für alle Prüfgruppen herzustellen (Abb. 1). Alle Kronen erhielten die identische Außenform, basierend auf der Kontur der Kronen der DVS-Gruppe.



## Prüfgruppen

### Digitales Verblendsystem (DVS)

Das Gipsmodell wurde mithilfe der Weißlichtstreifenprojektion vom Laborscanner des Systems (Lava Scan, 3M Co, MN, USA) optisch erfasst. Nach Anfertigung eines STL-Datensatzes („standard tessellation language“) wurde die Krone zunächst vollanatomisch konstruiert und anschließend in eine Gerüst- und eine Verblendstruktur (Lava Design-Software, 3M Co) unterteilt („file splitting“). Das Gerüstdesign wurde so gewählt, um die Verblendung mit einer minimalen Schichtstärke von 0,6 mm optimal zu unterstützen und um eine maximale Stabilität zu gewährleisten. Der CAD-Datensatz wurde dem Fräszentrum übermittelt, wo die Gerüste aus vorgesinterten Yttrium-stabilisierten Zirkonrohlingen (Lava Frame, Shade FS3, 3M CO) und die Verblendungen aus vorgesinterten Glaskeramikblöcken (DVS glass-ceramic block E2, 3M CO) im Trocken-Schleif-Verfahren von einer 5-Achs-Fräseinheit (Lava CNC 500, 3M CO) herausgefräst wurden. Durch Verwendung einer farblich abgestimmten Fügekeramikmasse (DVS fusion porcelain D4, 3M CO) konnte ein sicherer Verbund der zwei separat gefrästen keramischen Komponenten geschaffen werden. Nach Durchführung eines kombinierten Füge- und Kristallisationsbrandes in einem konventionellen Keramikofen (Austromat 3001, Dekema Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing) wurden die Kronen abschließend glasiert. Alle Arbeitsschritte wurden von einem gut geschulten Zahntechniker entsprechend der Herstellerangaben ausgeführt.

### CAD-on (CO)

Die Frässoftware InLab 3D (Version 3.68, Sirona, Bensheim) bietet die Möglichkeit einer Multilayer Option, um automatisch vollanatomische Kronen in eine Gerüst- und eine Verblendstruktur aufzuteilen. Um die Kontur der DVS-Krone zu replizieren, wurde deren spiegelnde Oberfläche mit Scanspray (Met-L-Chek Developer D 70, Helling GmbH, Heidgraben) mattiert und sowohl das Gipsmodell als auch die DVS-Krone gescannt (inEos blue, Sirona). Die Zirkongerüste (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) sowie die Lithiumdisilikat-Verblendkappen (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) wurden konstruiert und gemäß den Herstellerangaben im Nassschleifverfahren gefräst (inLab MC XL, Sirona), wobei eine minimale Schichtstärke von 0,5 mm für die Gerüststrukturen und entsprechend 0,7 mm für die Verblendun-

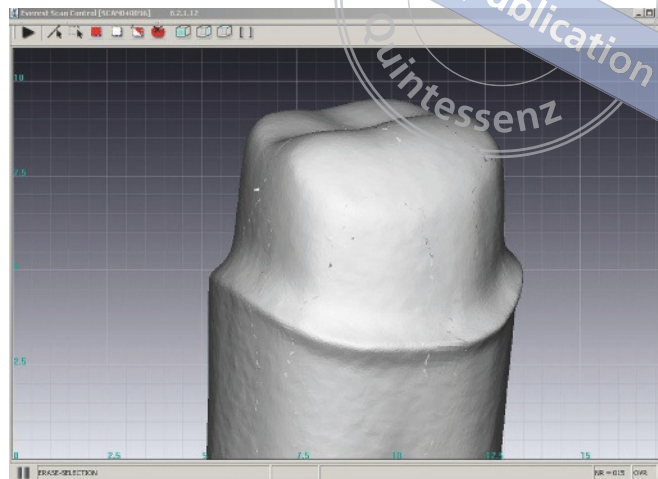


Fig 1 Digitized master die.

Abb. 1 Digitalisierter Meisterstumpf.

ingots (Lava DVS glass ceramic block E2, 3M ESPE). The dry milling process was accomplished in a milling center using a 5-axis milling machine (Lava CNC 500, 3M ESPE). A profound ceramic bond between the two separately milled components was achieved using color-matched fusion porcelain (Lava DVS Fusion Porcelain D4, 3M ESPE). After the combined fusion/crystallization firing in a conventional ceramic oven (Austromat 3001, Dekema Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing, Germany), the crowns were glazed. All steps were carried out by one well-trained dental technician according to the manufacturers' recommendations.

### CAD-on (CO)

The milling software InLab 3D (Version 3.68, Sirona, Bensheim, Germany) offers a multilayer designing option to divide full-contour crowns into a framework and a veneering structure. In order to replicate the outer contours of the DVS crown, its reflective surface was dimmed by applying scan spray (Met-L-Chek Developer D-70, Helling GmbH, Heidgraben, Germany). After the scanning of the plaster cast and the DVS crown (inEos blue, Sirona), the zirconia frameworks (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) and lithium disilicate veneering caps (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) were designed and subsequently wet milled using a milling unit (inLab MC XL, Sirona) according to the manufacturer's instructions, respecting a minimum thickness of 0.5 mm for the framework and 0.7 mm for the veneering components. As the zirconia frameworks were in a pre-sin-



tered state, after drying for at least 15 min under an infrared lamp at approximately 70°C, a sinter firing had to be performed (Programat S1, Ivoclar Vivadent). The pre-crystalline lithium disilicate veneering caps were then adjusted onto the frameworks and joined by using a low-fusing glass ceramic material (IPS e.max CAD Crystall/Connect, Ivoclar Vivadent). The excess was carefully removed, and, in line with the specimens of the DVS crown group, a combined crystallization/bonding firing and glaze firing in a ceramic furnace (Programat EP 5000, Ivoclar Vivadent) completed the manufacturing of the crowns.

### *Infix-CAD (IC)*

The IC technique represents a further alternative for the manufacturing of CAD/CAM-produced frameworks and veneerings. The fabrication of the zirconia frameworks (Z-CAD, Metoxit, Thayngen, Switzerland) and the lithium disilicate veneering components (IPS e.max CAD) was transferred to biodentis GmbH (Leipzig, Germany), where all parts were manufactured based on the outer contours of the DVS crown with respect to the minimum thickness of 0.5 mm (zirconia) and 0.7 mm (lithium disilicate) according to the CO group components. The accuracy of fit of the milled parts and the sintered copings was checked and corrected, if necessary. A crystallization firing of the lithium disilicate elements was performed. The components were then merged with a premixed fusion ceramic (Glaslot, biodentis GmbH) and fired for bonding, and then separately for glazing (Programat CS, Ivoclar Vivadent).

### *Infix-Press (IP)*

In contrast to the techniques described above, the IP method proposes a different veneering concept. The zirconia copings were manufactured from Z-CAD (Metoxit) material in the same way as the IC specimens using the same milling center (biodentis). Construction of the components ensured that a thickness of 0.5 mm for the framework and 0.7 mm for the veneering was never exceeded. The veneering structure was subsequently manufactured in a dental laboratory using the lost-wax technique. A layer of wax, shaped according to the DVS crown, was applied directly onto the zirconia framework, removed, and embedded into a phosphate investment material (PrimaVest Press, Weber, Lengwil-Oberhofen, Switzerland), and heat-pressed with a lithium disilicate ceramic material (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent). After divesting, the reaction layer was eliminated with 0.5% hydrofluoric

gen als Kondition gewählt wurde. Nach einer Trocknungsphase von mindestens 15 Minuten bei ca. 70°C unter einer Infrarotlampe wurden die vorgesinterten Zirkongerüste einem Sinterbrand unterzogen (Programat S1, Ivoclar Vivadent). Anschließend wurden die präkristallinen Lithiumdisilikat-Verblendkäppchen auf die Gerüste aufgespacht und durch eine zähfließende Fügeglaskeramik (IPS e.max CAD Crystall./Connect, Ivoclar Vivadent) verfügt. Überschüsse wurden sorgfältig entfernt und, analog zur DVS-Gruppe, der Herstellungsprozess durch einen kombinierten Kristallisations-/Fügebrand und einen Glanzbrand im Keramikofen (Programat EP 5000, Ivoclar Vivadent) komplettiert.

### *Infix-CAD (IC)*

Eine weitere Alternative zur Herstellung CAD/CAM-geplanter Gerüste und Verblendungen präsentiert die Infix-CAD-Technik. Die Anfertigung der Zirkongerüste (Z-CAD, Metoxit, Thayngen, Schweiz) sowie der Lithiumdisilikat-Verblendkomponenten (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) wurde an die Firma Biodentis GmbH nach Leipzig übertragen, wo alle Einzelteile auf Basis der DVS-Kronenkontur hergestellt wurden. Analog zu den Komponenten der CO-Gruppe wurde eine Schichtstärke von 0,5 mm (Gerüst) respektive 0,7 mm (Verblendung) nicht unterschritten. Die Passgenauigkeit der gefrästen und gesinterten Teile wurde – sofern notwendig – überprüft und korrigiert. Ein Kristallisationsbrand der Lithiumdisilikatelemente wurde durchgeführt und die Komponenten schließlich mittels einer vorgemischten Fügekeramik (Glaslot, Biodentis GmbH) zusammengefügt und separat für Fügung und Glanz gebrannt (Programat CS, Ivoclar Vivadent).

### *Infix-Press (IP)*

Im Gegensatz zu den oben genannten Techniken präsentiert die Infix-Press-Methode ein andersartiges Verblendkonzept. Die Zirkonkäppchen wurden, wie bei den Infix-CAD-Prüfkörpern, vom selben Fräszentrum (Biodentis GmbH) aus einem Z-CAD-Material (Metoxid) hergestellt. Wiederum erfolgte die Konstruktion derart, dass eine Mindestschichtstärke von 0,5 mm für Zirkonanteile und 0,7 mm für Verblendanteile gewährleistet war. Die Verblendung wurde dann in einem zahntechnischen Labor in der Ausbrenntechnik hergestellt. Dabei wird die Verblendung gemäß der Formvorlage der DVS-Krone direkt

auf das Zirkonoxidgerüst aufgewachst, abgenommen, in phosphatgebundene Einbettmasse (PrimaVest Press, Weber, Lengwil-Oberhofen, Schweiz) eingebettet und mit Lithiumdisilikat-Keramik (IPS e.max Press, Ivoclar-Vivadent) gepresst. Nach dem Ausbetten folgte die Entfernung der Reaktionsschicht nach Herstellerangaben mit 0,5%iger Flusssäure (IPS e.max Press Invex Liquid, Ivoclar Vivadent). Die gepressten Verblendkappen wurden nachbearbeitet und unter Anwendung einer zähfließenden Glaskeramikmasse, analog zur Infix-CAD-Gruppe, mit den Gerüsten verfügt und gebrannt. Ein finaler Glanzbrand vollendete den Fertigungsprozess.

### *Dentinkernkrone (DC)*

Der Gipsstumpf und die DVS-Krone wurden mit dem Bego 3shape Dentalscanner gescannt (Bego Medical GmbH, Bremen) und der Datensatz mit der „double scan“-Funktion in die CAD-Konstruktionssoftware (Bego 3Shape Dental Designer, Bego Medical GmbH) importiert. Als Muster diente wieder die Kontur der DVS-Krone. Die Kronen wurden vollanatomisch konstruiert und um die Schmelzanteile reduziert. Der STL-Datensatz wurde in ein externes Fräszentrum zur Herstellung der Zirkongerüste (BeCe CAD Zirkon+, LL2, Bego Medical GmbH) übermittelt. Die Fertigstellung in einem zahntechnischen Labor erfolgte durch Aufbringen der Schmelzanteile in konventioneller Schichttechnik (BeCe PRESS Z Individual, Enamel 2, Bego Medical GmbH) unter Verwendung eines aufgegliederten Silikonschlüssels zur Formkontrolle und abschließender Glasierung (Glaze Powder Z, Bego Medical GmbH).

### *Schichttechnik (LT)*

Der Scandatensatz der Dentinkernkronen fungierte als Grundlage zur Konstruktion des höckerunterstützenden Zirkongerüsts. Im Gegensatz zur Dentinkernkonstruktion erfolgte die Reduktion des vollanatomischen Gerüsts um eine mittlere Schichtstärke von 0,8 mm, was der Schmelzschicht sowie den Dentinanteilen entspricht. Vorgesinterte Zirkonblöcke (BeCe CAD Zirkon+, LL2, Bego Medical GmbH) fanden als Gerüstmaterial Verwendung. Die Dentin- und Schmelzanteile wurden in konventioneller Schichttechnik eines Pulver-Flüssigkeitssystems (IPS e.max Ceram Dentin D A3, Transpa Incisal TI 1, Ivoclar Vivadent) aufgebracht. Der finale Glasurmassebrand komplettierte die Fertigung.

acid, according to the manufacturer's recommendations (IPS e.max Press Invex Liquid, Ivoclar Vivadent). After minor adjustments, the pressed veneering caps were joined with the copings using a low-fusing glass-ceramic material and a bonding firing, analogous to the IC group. A final glaze firing completed the production process.

### *Dentin-core (DC)*

The plaster cast and a DVS crown were scanned with a BEGO 3Shape Dental Scanner (BEGO Medical GmbH, Bremen, Germany), and data was imported to the CAD-construction software (BEGO 3Shape Dental Designer, BEGO Medical) using the “double scan” feature. The outer shape of the DVS crown served as the pattern. The crowns were designed to full contour and subsequently reduced by the enamel parts. The STL data were transmitted to an external milling center, where the zirconia DC frameworks were manufactured (BeCe CAD Zirkon+, LL2, BEGO Medical). The crowns were finished by adding the enamel parts in a conventional layering technique (BeCe PRESS Z Individual, Enamel 2, BEGO Medical) and by glaze firing (Glaze Powder Z, BEGO Medical) in a dental laboratory. A dissected silicone impression of the DVS crown functioned as a modelling support.

### *Layering technique (LT)*

The scan data record from the DC crowns was used to construct the cusp-supporting zirconia framework of the LT crowns. In contrast to the DC construction, the fully anatomical design was reduced by an average thickness of 0.8 mm, mirroring the enamel and parts of the dentin layer. The frameworks were fabricated from pre-sintered zirconia blocks (BeCe CAD Zirkon+, LL2), and dentin and enamel layers were added in a conventional powder buildup technique (IPS e.max Ceram Dentin D A3, Transpa Incisal TI 1, Ivoclar Vivadent). Glaze firing completed the manufacturing process.

### **Quality control and cementing of the crowns**

In accordance with previous investigations, the outer and inner surfaces of the crowns were examined by light microscopy (Axioskop 2 MAT, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Germany) with regard to their structural integrity. This quality control should ensure that the test results are not influenced by material or processing defects such as microcracks or larger air inclusions. Following cleansing in an ultrasonic bath and with steam jet, the crowns were conventionally cemented



(Ketac Cem Aplicap, 3M ESPE). Using a special device to ensure standardized conditions, the specimens were loaded axially, applying 50 N for 10 min, and afterwards left untouched for 24 h.<sup>18,19</sup>

### Measurement of contact wear

Artificial aging was performed in a 2-axis computer-controlled chewing simulator (CS-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Germany) according to special test parameters that have proven suitable for contact wear simulation on ceramic surfaces.<sup>20</sup> The design and function of the chewing simulator are based on proven technology.<sup>21</sup> The specimens were mounted perpendicular to the horizontal plane, and the rounded antagonists (standardized, industrially fabricated stainless steel, diameter: 6 mm<sup>21</sup>) were positioned in the central fossa. Stainless steel was used as the material for the antagonists in order to allow for comparability with existing data.<sup>21</sup> Dynamic loading and thermocycling (changes in temperature from 5°C to 55°C) were conducted for 120 and 320 cycles, respectively. The occlusal load was set at 50 N, and the horizontal sliding movement at 0.7 mm. All settings were performed following the Ivoclar-wear method described by Heintze et al.<sup>20</sup> Sliding occurred along the inner surfaces of the lingual cusps.

### Three dimensional (3D) surface profiling and quantification of substance loss<sup>22</sup>

The surfaces of the crowns and antagonists were profiled and digitized with a 3D light section sensor (Willytec Laser-scan 3 Pro, Willytec GmbH, Gräfelfing, Germany) before and after wear simulation. The laser scanner operates according to the principle of optical triangulation using a semiconductor laser diode and a high-resolution charge-coupled device sensor. Scan powder (Met-L-Chek Developer D-70) made the reflective ceramic surfaces scannable and prevented scanning errors. The scan data were visualized as "graycast" animation. All 60 crowns and corresponding antagonists were scanned before (baseline) and after the wear-simulation process. Superimposing (Match 3D software) the baseline scan data over the scan data after aging created images illustrating the differences in volume and therefore the loss of material. Reddish areas displayed loss of height. The values acquired this way were imported into statistics software for further processing (SPSS 19 for Windows, IBM Corp, Armonk, New York, USA).

### Qualitätskontrolle und Zementieren der Kronen

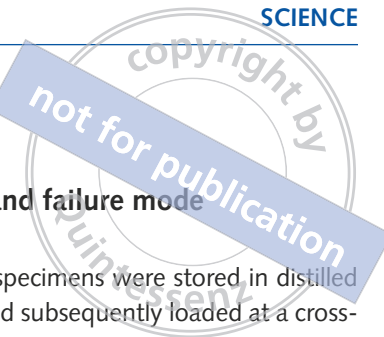
In Übereinstimmung mit anderen Studien erfolgte die Untersuchung der Innen- und Außenflächen der Kronen mittels Lichtmikroskop (Axioskop 2 MAT, Carl Zeiss AG, Oberkochen) im Hinblick auf deren strukturelle Integrität. Diese Qualitätskontrolle sollte eine Beeinflussung der Versuchsergebnisse durch Material- oder Verarbeitungsfehler wie Mikrorisse oder größere Luftporen verhindern. Nach Säuberung im Ultraschallbad und mit Wasserdampf wurde die konventionelle Zementierung der Kronen (KetacCem Aplicap, 3M Espe GmbH) vorgenommen. Um standardisierte Bedingungen zu schaffen, wurden alle Prüfkörper für zehn Minuten in einer speziellen Zementiervorrichtung mit einer Kraft von 50 N axial belastet und abschließend für 24 Stunden unangetastet belassen<sup>18,19</sup>.

### Abrasionstestung

Der künstliche Alterungsprozess erfolgte in einem zweiachsigen computergesteuerten Kausimulator (CS-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham) nach speziellen Prüfparametern, die sich im Zusammenhang mit der Abrasionssimulation keramischer Oberflächen als geeignet erwiesen<sup>20</sup>. Design und Funktionsweise des Kausimulators basieren auf bereits bewährter Technik<sup>21</sup>. Die Prüfkörper wurden lotrecht zur Kauebene montiert und die abgerundeten Antagonisten (standardisiert, industriell gefertigt, Edelstahl, Durchmesser: 6 mm<sup>21</sup>) in der zentralen Fossa positioniert. Um die Vergleichbarkeit mit bereits ähnlich aufgebauten Studien zu gewährleisten, wurden standardisierte Edelstahlangtagonisten verwendet<sup>21</sup>. Dynamische Belastung und Thermolastwechsel (Temperaturwechsel von 5°C und 55°C) wurde für 120.000 respektive 320 Zyklen appliziert, die okklusale Last wurde auf 50 N festgesetzt und die horizontale Gleitbewegung betrug 0,7 mm. Alle Parameter wurden in Anlehnung an die von Heintze et al.<sup>20</sup> beschriebene „Ivoclar-Methode“ gewählt. Die Gleitbewegung erfolgte entlang der Innenfläche der lingualen Höckerspitzen.

### Dreidimensionale Oberflächenerfassung und Quantifizierung des Substanzabtrags<sup>22</sup>

Ein 3-D-Lichtschnittsensor (Willytec Laserscan 3 Pro, Willytec GmbH, Gräfelfing) ermöglichte die Erfassung und Digitalisierung der Kronen und Antagonisten vor



und nach der Kausimulation. Der Laserscanner funktioniert nach dem Prinzip der optischen Triangulation mittels einer Halbleiter-Laserdiode und eines hochauflösenden CCD („charge coupled device“) Sensors. Die Applikation eines Scanpuders (Met-L-Chek Developer D 70, Helling GmbH) ermöglichte die Scanbarkeit der reflektierenden Keramikoberflächen und vermied Scanfehler. Die gewonnenen Scandaten wurden als Grauwertanimation visualisiert. Alle 60 Kronen und die dazugehörigen Antagonisten wurden vor (Basiswert) und nach Kausimulation gescannt. Die durch die Überlagerung (Match 3-D-Software) der Basisscans und der Scandaten nach künstlicher Alterung erzeugten Bilder veranschaulichten die Volumendifferenz und damit den Substanzabtrag, wobei die rot gefärbten Areale die Höhenverluste darstellen. Die so akquirierten Daten wurden zur weiteren Auswertung in eine Statistiksoftware (SPSS 19 für Windows, International Business Machines Corp., Armonk, New York, USA) importiert.

### Mechanische Belastbarkeit und Frakturmodus

Die Prüfkörper lagerten nach Kausimulation für 48 Stunden in auf 37°C erwärmtem destilliertem Wasser und wurden anschließend mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min in einer Universalprüfmaschine (Zwick UPM 1445, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) bis zu einem definierten Endpunkt belastet. Die Applikation der Belastung erfolgte auf die zentrale Fossa der Kronen durch Verwendung eines Edelstahl-Druckstempels (Durchmesser: 10,0 mm), wobei eine interponierte Zinnfolie von 0,5 mm Dicke eine gleichmäßige Druckverteilung gewährleisten und ungünstige Kraftspitzen vermeiden sollte. Ein visuelles oder akustisches Ereignis im Sinne von Chipping oder Kronenfraktur ebenso wie ein plötzlicher Spannungsabfall von mehr als 10 % markierten das Ende des Versuchs. Durch die visuelle und rasterelektronenmikroskopische Untersuchung (Zeiss SUPRA 55, Carl Zeiss AG) wurde der Zustand nach Bruchversuch hinsichtlich der Frakturcharakteristika von Gerüst- und Verblendmaterial beurteilt.

### Statistische Auswertung

Die Ergebnisse des Abrasions- und Bruchversuchs wurden in eine Statistiksoftware (SPSS 19) importiert. Mit der Varianzanalyse (einfaktorielle ANOVA) wurden die Ergebnisse zwischen den verschiedenen Gruppen ermittelt und ein

### Load bearing capacity and failure mode

After wear simulation, the specimens were stored in distilled water at 37°C (for 48 h), and subsequently loaded at a cross-head speed of 0.5 mm/min in a universal testing machine (Zwick UPM 1445, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Germany) until the defined endpoint. The load was transferred to the central fossa of the crowns using a stainless steel compression die (diameter: 10.0 mm). Interposed tin foil (0.5-mm thickness) granted a balanced pressure distribution and avoided unfavorable stress peaks. A visual or acoustic occurrence representing chipping or fracture as well as a sudden decrease of more than 10% in force marked the end of the test. Applying visual examination and scanning electron microscope (SEM) investigation (Zeiss SUPRA 55, Carl Zeiss AG), the conditions after fracture testing were evaluated with regard to fracture characteristics of the framework and veneering material.

### Statistical analysis

The results of the wear measurement and the load test were imported into statistics software (SPSS 19). Analysis of variance (one-way ANOVA) was performed to contrast the results between the different groups, and a post hoc test (Student-Newman-Keuls test) was used for pairwise comparison. Kolmogorov-Smirnov was used to check normality. The level of significance was set at 5%. Appearing outliers were excluded from statistical analysis to avoid measurement error.

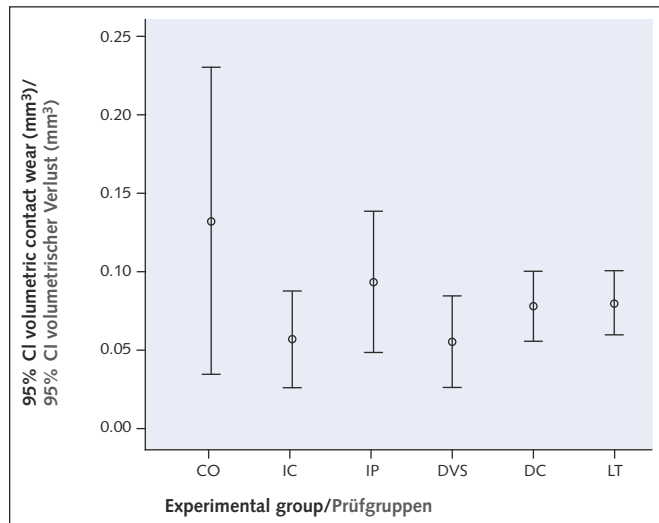
## Results

### Contact wear restoration

The DVS crowns showed a mean volumetric substance loss of 0.055 mm<sup>3</sup> (SD: 0.038 mm<sup>3</sup>). The CO system revealed 0.132 mm<sup>3</sup> (SD: 0.137 mm<sup>3</sup>) deficit of volume. For the Infix crowns of the IC group, an abrasion of 0.057 mm<sup>3</sup> (SD: 0.039 mm<sup>3</sup>) was found. For the Infix crowns of the IP group, an amount of 0.093 mm<sup>3</sup> (SD: 0.063 mm<sup>3</sup>) was recorded. The DC crowns wore at 0.078 mm<sup>3</sup> (SD: 0.029 mm<sup>3</sup>) in volume. The specimens of the LT group displayed differences at an average of 0.080 mm<sup>3</sup> (SD: 0.029 mm<sup>3</sup>) (Fig 2).

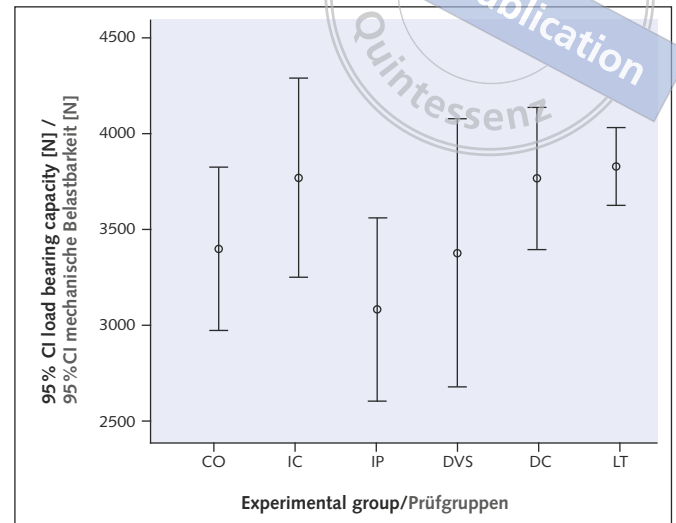
Normality could be assumed. The one-way ANOVA exhibited no statistically significant differences between the groups ( $P = 0.171$ ) with regard to the volumetric substance loss.





**Fig 2** Volumetric contact wear of the crowns.

**Abb. 2** Volumetrischer Verlust der Testkronen.



**Fig 3** Load bearing capacity of the different testing groups.

**Abb. 3** Mechanische Belastbarkeit der verschiedenen Prüfgruppen.

## Load bearing capacity

None of the specimens failed during the artificial aging process in the chewing simulator in terms of veneering fracture. The mean failure load was 3,377.33 N (SD: 976.68 N) for the DVS crowns, 3,398.64 N (SD: 595.13 N) for the CO group, 3,770.76 N (SD: 727.06 N) for the IC group, and 3,082.79 N (SD: 670.37 N) for the IP group. The detected mean fracture load for the DC crowns was at 3,765.67 N (SD: 516.69 N), and at 3,828.31 N (SD: 243.72 N) for the LT group (Fig 3). The defined endpoint of the testing was described previously.

The one-way ANOVA revealed no statistically significant differences between the groups ( $P = 0.112$ ).

## Failure mode

All of the three common failure types for all-ceramic materials – adhesive veneering fracture, cohesive veneering fracture (ie, chipping), and combined catastrophic fracture through veneering and framework – were observed within this study with a different and specific distribution between the tested groups (Table 1). The DVS crowns presented two basic fracture modes. Four specimens suffered cohesive veneering fracture without framework failure, whereas six crowns exhibited catastrophic fracture involving the zirconia substructure. The extensive chipping exclusively involved the area of the lingual cusps. A different fracture characteristic was observed for the

post-hoc-Test (Student-Newman-Keuls-Test) für den paarweisen Vergleich herangezogen. Die Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorow-Smirnow-Test überprüft. Das Signifikanzniveau wurde mit 5 % definiert, Ausreißer von der statistischen Auswertung ausgeschlossen, um Messfehler zu vermeiden.

## Ergebnisse

### Abrasion der Kronen

Der mittlere Volumenverlust der DVS-Kronen betrug 0,055 mm<sup>3</sup> (SD: 0,038 mm<sup>3</sup>), der der CO-Gruppe 0,132 mm<sup>3</sup> (SD: 0,137 mm<sup>3</sup>). Bei der IC-Gruppe war eine Abrasion von 0,057 mm<sup>3</sup> (SD: 0,039 mm<sup>3</sup>) zu beobachten, bei der IP-Gruppe ein Verschleiß von 0,093 mm<sup>3</sup> (SD: 0,063 mm<sup>3</sup>). Die DC-Kronen abradieren 0,078 mm<sup>3</sup> (SD: 0,029 mm<sup>3</sup>), in der LT-Gruppe betrug der Volumenverlust im Mittel 0,080 mm<sup>3</sup> (SD: 0,029 mm<sup>3</sup> [Abb. 2]).

Es konnte eine Normalverteilung angenommen werden; in der einfaktoriellen ANOVA waren keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ( $p = 0,171$ ) hinsichtlich des Volumenverlustes erkennbar.

## Mechanische Belastbarkeit

Eine Verblendfraktur während des künstlichen Alterungsprozesses im Kausimulator war bei keinem Prüfkörper zu beobachten. Die mittlere Last, die zum Versagen der Restaurationen führte, betrug 3377,33 N (SD: 976,68 N) bei den DVS-Kronen, 3398,64 N (SD: 595,13 N) für die CO-Gruppe, 3770,76 N (SD: 727,06 N) für die Kronen der IC-Gruppe und 3082,79 N (SD: 670,37 N) bei der IP-Gruppe. Bei den DC-Kronen war dies bei einer Last von 3765,67 N (SD: 516,69 N) auszumachen, bei den LT-Prüfkörpern bei einer Last von 3828,31 N (SD: 243,72 N [Abb. 3]). Der Endpunkt des Versuchs wurde bereits im Vorfeld definiert.

Die einfaktorielle Varianzanalyse konnte keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Prüfgruppen ermitteln ( $p = 0,112$ ).

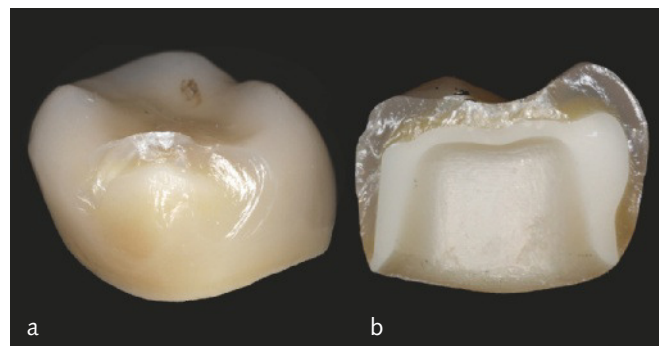
## Frakturmodus

Mit unterschiedlicher und spezifischer Verteilung zwischen den Testgruppen konnten alle drei für vollkeramische Materialien typischen Frakturmodi, die adhäsive Verblendfraktur, die kohäsive Verblendfraktur (Chipping) und die kombinierte vollständige Fraktur durch Verblendung und Gerüst, in dieser Versuchsreihe beobachtet werden (Tab. 1). Die DVS-Kronen offenbarten zwei grundsätzliche Frakturarten. Vier Prüfkörper erlitten eine kohäsive Verblendfraktur ohne Gerüstbeteiligung, wohingegen sechs Kronen einen vollständigen Bruch mit Beteiligung des Zirkongerüsts zeigten. Das flächige Chipping war nur im Bereich der lingualen Höcker zu finden. Bei den CO-Kronen war eine unterschiedliche Frakturcharakteristik auszumachen. Alle zehn Prüfkörper versagten katastrophal mit Beteiligung der Substruktur. Die beiden Infix-Gruppen zeigten ein vergleichbares Frakturverhalten: zwei Kronen der IC und drei der IP-Gruppe wiesen eine adhäsive Verblendfraktur im Sinne einer Delaminierung der Verblendung vom Gerüst auf. Die übrigen Prüfkörper beider Gruppen versagten vollständig. Im Gegensatz dazu war bei den DC-Kronen keine einzige isolierte Verblendfraktur zu beobachten, sondern ausschließlich vollständige Frakturen mit Bildung von zwei oder drei großen Fragmenten. Die Verbundzone zwischen Gerüst und Verblendung blieb dabei intakt. Das Bruchverhalten der LT-Kronen war nahezu identisch mit dem der DVS-Kronen. Vier Kronen zeigten eine ausgedehnte Chippingfraktur, allerdings diesmal mit Auswirkung auf die bukkalen Höcker (Abb. 4).

**Table 1** Overview of different fracture patterns after mechanical testing

**Tab. 1** Übersicht über Frakturmodi nach Bruchlastversuch

Group/Gruppe	Veneering fracture/ Verblendfraktur		Catastrophic/ kombiniert
	Adhesive/ adhäsiv	Cohesive/ kohäsiv	Total fracture/ vollst. Fraktur
CO			10
IC	2		8
IP	3		7
DVS		4	6
DC			10
LT		4	6



**Fig 4a and b** Two crowns of the DVS group suffered cohesive (a) and total (b) fracture.

**Abb. 4a und b** Zwei Kronen der DVS-Gruppe präsentieren die kohäsive (a) und vollständige Fraktur (b).

CO crowns, as all 10 specimens suffered catastrophic fractures involving the substructure. The crowns of both Infix groups showed similar fracture behavior: two crowns of the IC and three crowns of the IP group featured an adhesive veneering fracture in terms of a delamination between the veneering and the supporting framework. The remaining specimens of both groups failed catastrophically. In contrast, none of the DC crowns displayed any isolated fracture within veneering, but only catastrophic fractures with two or three large fragments. The bonding area between framework and veneering remained intact in all specimens. The fracture behavior of the LT crowns was almost identical with that of the DVS crowns. Four crowns showed major chipping; this time, however, affecting the buccal cusps (Fig 4).

## Discussion

The objective of this *in vitro* study was to compare zirconia-based all-ceramic single crowns concerning the contact wear behavior of the crowns and antagonists as well as the load bearing capacity and failure mode of the crowns. Therefore, six test groups of 10 specimens each were manufactured using different digital and manual veneering methods. The selected experimental setup was considered suitable to approximate clinical conditions regarding preparation technique, technical workflow, and environmental influences.

### Test groups

In order to achieve optimum comparability between the groups, all crowns displayed the same shape. The preparation of the dies followed current guidelines for all-ceramic restorations and previous studies.<sup>19,23</sup> As only a single preparation design was required for all concepts, the crowns were cemented onto identical titanium metal dies. The use of metal dies instead of dies made of resin or natural teeth was reported to lead to higher fracture loads.<sup>24,25</sup> At 105 GPa, the elastic modulus of the metal dies milled from grade 2 titanium blanks was considerably higher than that of natural dentin at 12 GPa.<sup>24</sup> However, this procedure prevented failure of the supporting die material before failure of the ceramic construction.<sup>26</sup> For all groups, clinically approved materials were chosen and processed strictly in accordance with the manufacturers' specifications. To approximate the conditions inside the oral cavity, all specimens underwent dynamic loading following the Ivoclar-Wear method,<sup>20,21</sup> including thermal cycling.

### Results

Mouth-motion fatigue testing was performed to simulate a 6-month chewing exposure<sup>27</sup> with an average physiological force of 50 N. None of the specimens tested failed during artificial aging. No statistically significant differences between the test groups were found according to their wear behavior (Fig 5). However, even if statistical significance was not reached, the crowns of the CO group exhibited a higher volumetric decrease ( $P = 0.171$ ) compared to all the other groups. This finding cannot be attributed to the veneering material used for the CO group, as the same material was used for the IC group. In a SEM analysis of the surfaces before chewing simulation, a smoother surface without porosities or brush marks was found in the CO crowns. It can

## Diskussion

Das Ziel dieser In-vitro-Studie war es, einen Vergleich zwischen zirkonbasierten vollkeramischen Einzelkronen hinsichtlich des Abrasionsverhaltens von Kronen und Antagonisten, der mechanischen Belastbarkeit und der Frakturmodi anzustellen. Dafür erfolgte die Herstellung von sechs Testgruppen zu je zehn Prüfkörpern in unterschiedlichen digitalen und manuellen Verblendverfahren. Der ausgewählte Versuchsaufbau wurde als geeignete Annäherung an klinische Konditionen in Bezug auf Präparationstechnik, technische Arbeitsabläufe und Umwelteinflüsse angesehen.

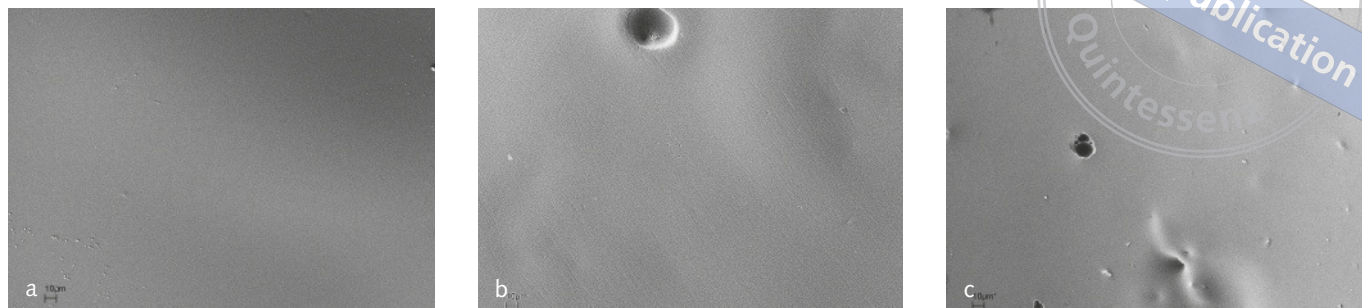
### Prüfgruppen

Um eine größtmögliche Vergleichbarkeit zwischen den Prüfgruppen zu erzielen, erhielten alle Kronen die identische Außenkontur. Die Präparation der Stümpfe entsprach den aktuellen Richtlinien für vollkeramische Restaurationen und orientierte sich an früheren Studien<sup>19,23</sup>. Da nur ein einziges Präparationsdesign für alle Konzepte notwendig war, wurden alle Kronen auf identische Titanstümpfe zementiert. Es kann davon ausgegangen werden, dass die Verwendung metallischer Stümpfe anstelle von Kunststoff oder Zahnschubstanz zu höheren Bruchlasten führt<sup>24,25</sup>. Das Elastizitätsmodul von aus Grad 2 Titanblöcken gefrästen metallischen Stümpfen mit 105 GPa ist erheblich größer als das mit 12 GPa vergleichsweise geringe E-Modul des Dentins<sup>24</sup>. Allerdings sollte durch dieses Vorgehen ein Versagen des Stumpfmaterials vor der keramischen Konstruktion verhindert werden<sup>26</sup>. Die für alle Prüfgruppen gewählten Materialien waren klinisch erprobt und wurden streng nach Herstellerangaben verarbeitet. Um eine höchstmögliche Annäherung an die Konditionen der Mundhöhle zu erreichen, wurden alle Prüfkörper einer zyklischen Belastung in Anlehnung an die „Ivoclar-Methode“<sup>20,21</sup> mit Thermolastwechseln unterzogen.

### Ergebnisse

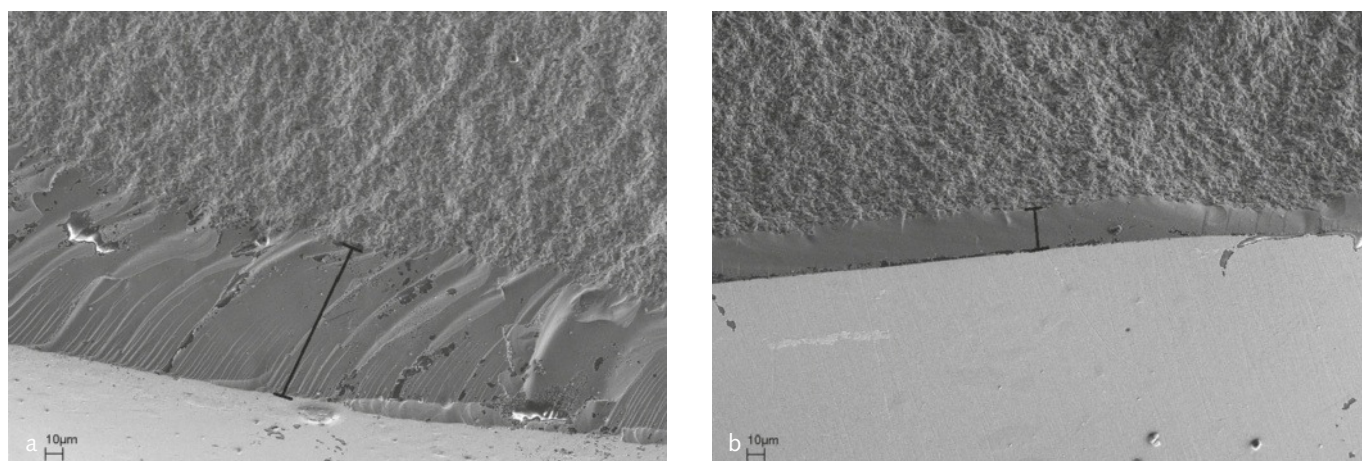
Die Kausimulation wurde durchgeführt, um eine sechsmo-natige Mastikations-Exposition zu simulieren<sup>27</sup>, wobei eine mittlere physiologische Belastung von 50 N appliziert wurde. Keiner der getesteten Prüfkörper versagte hierbei und die Ergebnisse hinsichtlich des Substanzverlustes waren zwischen den Gruppen nicht signifikant. Doch ungeachtet dessen, konnte in der CO-Gruppe ein höherer





**Fig 5a to c** SEM images of the surfaces of different experimental groups (magnification of 1000x): CO group with smooth surface (a); DC group with clear brush marks (b); LT group with porosities (c).

**Abb. 5a bis c** REM-Oberflächenaufnahme der verschiedenen Prüfgruppen in 1.000-facher Vergrößerung: CO-Gruppe mit glatter Oberfläche (a); DC-Gruppe mit deutlich sichtbaren Pinselstrichen (b); LT-Gruppe mit Porositäten (c).



**Fig 6a and b** SEM images after fracture, displaying the glazing mass thicknesses of a CO (a) and IP (b) group specimen (magnification of 1000x).

**Abb. 6a und b** REM-Aufnahme nach Bruchversuch mit sichtbarem Glasurmasseanteil einer CO-(a) und einer IP-Krone (b) in 1.000-facher Vergrößerung.

Volumenverlust ( $p = 0,171$ ) gegenüber den anderen Prüfgruppen nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis kann nicht auf die verwendeten Materialien zurückgeführt werden, da dieselbe Materialkombination auch für die Prüfkörper der IC-Gruppe Verwendung fand. In der rasterelektronenmikroskopischen Oberflächenanalyse vor künstlicher Alterung stellte sich die Kontur der CO-Krone allerdings glatter und ohne Porositäten oder Pinselstriche dar (Abb. 5). Daher kann vermutet werden, dass eine dickere Glasurmasseschicht appliziert wurde (Abb. 6) und die geringere Abrasionsfestigkeit der Glasurmasse in einem höheren Substanzverlust resultierte<sup>28</sup>. Da eine Messung eines rein vertikalen Höhenverlustes in großer

be assumed that more glazing material was applied (Fig 6). Since glazing material is less wear resistant, a higher loss of substance occurred.<sup>28</sup> As the vertical loss is highly dependent on the occlusal design of the cusps and fosses and the contacts of the antagonists,<sup>20</sup> the authors of the present study decided to compare the volumetric loss, since this parameter appears to be a more reliable indicator. The observed contact wear measurements are in accordance with the literature where a comparable experimental setup was chosen.<sup>20,29-31</sup> Differences from other studies can be explained by the use of a different antagonist material, variant chewing cycles, or variational occlusal load application that have a statistically significant influence on the results.<sup>21</sup> Nevertheless, the Ivo-

clar-Wear method, an established and proven method for simulating and quantifying wear, like other *in vitro* experimental setups, only shows a tendency toward the clinical performance, and does not lead to direct conclusions for the wear behavior of the investigated specimens *in vivo*.<sup>21,33-35</sup>

The relatively high standard deviation (SD) within the almost completely CAM CO crowns may originate from the previously mentioned effect of varying glazing thicknesses. Obviously, glazing material was applied in the conventional, manual technology. Moreover, variations in constancy of the results may be influenced by differences between the milling machines used: the CO crowns were milled in a 4-axis unit, but the crowns from all the other groups were fabricated with industrial 5-axis units that are expected to reach a higher precision and a more reliable performance. Especially, the remarkably low SDs in the conventionally layered DC and LT groups, which are assumed to be more susceptible to human error, surprisingly indicate a consistent high quality and high reproducibility in manufacturing, which supports this assumption.

In contrast to the ductile behavior of metal alloys, where load application basically causes a plastic deformation, all-ceramic materials show a brittle fracture when exceeding the elastic limits.<sup>26</sup> So, small surface defects may result in flaws and their propagation, subcritical crack growth and, finally, in the failure of the restoration.<sup>26,36</sup> To exhibit the failure mode as well as the load bearing capacity, all specimens underwent load testing. The axial load application was intended to imitate a maximum edge-to-edge bite and not a masticatory process, and has often been described in the literature.<sup>19,37-39</sup> The mean loads applied ranged from 3,082 N for the IP group to 3,828 N for LT group, and did not show statistical significance between the groups. As all specimens easily withstood physiological forces inside the oral cavity, all concepts may be considered eligible for clinical use regarding fracture strength, and therefore also mechanical resistance to environmental conditions.<sup>40,41</sup> These findings are largely in accordance with previous studies by Kokubo et al<sup>42</sup> and Beuer et al,<sup>19</sup> with the exception of the CO crowns. They resisted almost twice the force, with a mean fracture load of 6,263 N compared to those in the present study. Apart from the positive effect of the supporting die material and the axial load application, the zirconia substructures that were fabricated to optimally support the veneering structures are considered to be the main reason for the high compressive strength.<sup>43,44</sup> The SDs of the load bearing capacity measurement were in a similar range compared to previous studies.<sup>45,46</sup>

Abhängigkeit zur okklusalen Konfiguration der Höcker-Fossa-Relation und damit dem antagonistischen Kontaktareal steht<sup>20</sup>, entschieden sich die Autoren der vorliegenden Studie zu einem Vergleich der volumetrischen Substanzverluste, die als unabhängiger Indikator angesehen werden können. Die gemessenen Abrasionswerte sind mit Literaturwerten eines vergleichbaren Versuchsaufbaus vereinbar<sup>20,29-31</sup>. Unterschiede zu anderen Studien können auf Abweichungen beim Material der Antagonisten, der Anzahl der Kauzyklen oder bei der okklusalen Kraftapplikation zurückgeführt werden, die das Ergebnis statistisch signifikant beeinflussen<sup>21</sup>. Nichtsdestotrotz kann auch eine etablierte und bewährte Methode zur Abrasionssimulation und -quantifizierung wie die „Ivoclar-Methode“ ebenso wie andere In-vitro-Versuchsaufbauten lediglich einen Anhalt für die klinischen Eigenschaften geben und erlaubt keine direkten Rückschlüsse auf das Abrasionsverhalten der untersuchten Prüfkörper *in vivo*.<sup>21,33-35</sup>

Die vergleichsweise hohen Standardabweichungen innerhalb der überwiegend computerunterstützt gefertigten CO-Gruppe können zwar vom bereits erwähnten Effekt der unterschiedlichen Glasurmassestärken herrühren, da die Glasur konventionell von Hand aufgebracht wurde. Überdies mögen die Konstanzunterschiede auch durch die verwendeten Fräseinheiten beeinflusst werden: Die Komponenten der CO-Gruppe wurden von einer 4-Achs-Fräseinheit bearbeitet, wohingegen in sämtlichen anderen Gruppen überwiegend industriell verwendete 5-Achs-Fräseinheiten zum Einsatz kamen, die eine höhere Präzision sowie ein zuverlässigeres Ergebnis erwarten lassen. Insbesondere die bemerkenswert niedrigen Standardabweichungen der konventionell handgeschichteten DC- und LT-Verblendungen, die vermeintlich anfälliger für menschliches Versagen sind, lassen überraschenderweise auf eine konstant hohe Qualität und Reproduzierbarkeit bei der Herstellung schließen, was die vorige Vermutung bekräftigt.

Während das duktile Verhalten metallischer Legierungen bei Kraftapplikation grundsätzlich eine plastische Deformierung bewirkt, weisen vollkeramische Materialien im Gegensatz dazu bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze ein Spröbruchverhalten auf<sup>26</sup>. Dadurch können bereits kleine Oberflächendefekte in Sprüngen und deren Ausbreitung resultieren, zu subkritischem Risswachstum führen und schließlich im Versagen der Restauration gipfeln<sup>26,36</sup>. Um sowohl die Frakturmodi als auch die mechanische Belastbarkeit aufzuzeigen, wurden alle Prüf-

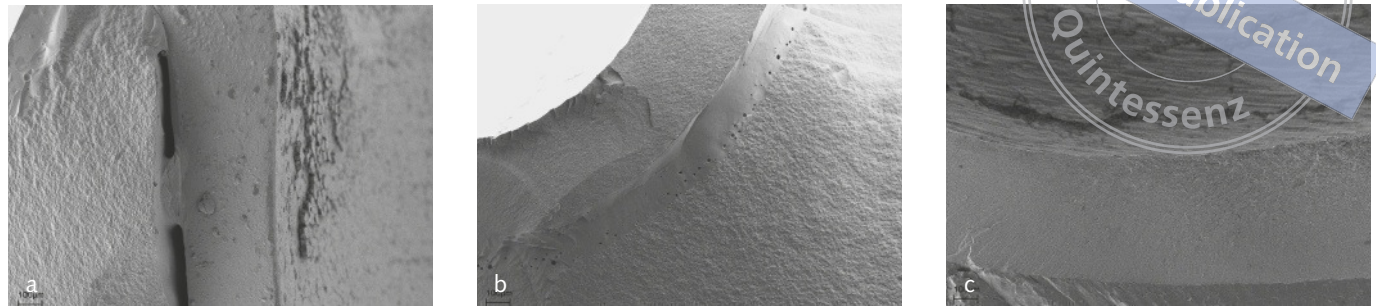
körper einem Bruchversuch unterzogen. Die axiale Lasteinleitung sollte dabei keinen Kauvorgang, sondern einen maximalen Schlussbiss imitieren und wird vielfach in Fachpublikationen beschrieben<sup>19,37-39</sup>. Im Mittel reichten die applizierten Kaudrücke von 3082 N bei der IP-Gruppe bis 3828 N bei der LT-Gruppe und wiesen keine statistische Signifikanz auf. Da jeder Prüfkörper die physiologisch in der Mundhöhle auftretenden Kaukräfte bei Weitem übertraf, können alle getesteten Konzepte hinsichtlich ihrer Bruchfestigkeit und damit ihrer mechanischen Belastbarkeit unter Umwelteinflüssen als geeignet für den klinischen Gebrauch angesehen werden<sup>40,41</sup>. Diese Erkenntnisse sind weitestgehend vereinbar mit früheren Studien von Kokubo et al.<sup>42</sup> und Beuer et al.<sup>19</sup>, mit Ausnahme der Kronen der CO-Gruppe, die mit einer Bruchlast von 6263 N die Ergebnisse der vorliegenden Studie um fast das Doppelte übertrafen. Neben dem positiven Effekt des unterstützenden Stumpfmateri als Hauptursache für die hohe Druckfestigkeit angesehen werden<sup>43,44</sup>. Die beim Bruchversuch gemessenen Standardabweichungen lagen – verglichen mit früheren Studien<sup>45,46</sup> – in einem ähnlichen Umfang.

Vollkeramische Restaurationen können grundsätzlich drei unterschiedliche Fehlertypen aufweisen: Die Chipping-Fraktur, definiert als kohäsive Fraktur innerhalb der Verblendschicht, das Versagen des adhäsiven Verbundes mit Delaminierung der Verblendung vom Gerüstmaterial und der vollständige Bruch der Restauration durch Gerüst- und Verblendstruktur. Alle drei Fehlertypen konnten in der vorliegenden Studie beobachtet werden, wenngleich erst nach Anlegen einer Belastung, die die physiologischen Kaukräfte bei Weitem überstieg. Die kohäsive Chipping-Fraktur war bei je vier Prüfkörpern der Gruppen DVS und LT zu beobachten. Die Anfälligkeit handverblendeter Kronen für Chipping ist eine häufige Komplikation und in der Literatur viel diskutiert<sup>19,46,47</sup>. Eine adhäsive Delaminierung konnte lediglich in den Infix-Gruppen festgestellt werden, wo drei IP- und zwei IC-Kronen dieses Versagensmuster aufwiesen. Alle übrigen Prüfkörper erlitten eine kombinierte vollständige Fraktur mit Beteiligung der Verblendung und der Substruktur. Die handverblendeten DC-Kronen schienen aufgrund der nur dünnen Verblendkeramiksicht keine Anfälligkeit für Chipping zu zeigen. Von Geminiani et al.<sup>48</sup> wurde bereits auf den Einfluss einer verringerten Schichtstärke auf eine Erhöhung der Bruchfestigkeit und Reduktion der Chipping-Gefahr eingegan-

Basically, three different failure modes can occur for all-ceramic restorations: chipping fracture, defined as a cohesive fracture within the veneering structure; adhesive failure, with delamination of the veneering off the core material; and catastrophic total fracture through the core and veneering structure. All failure types were observed in the present study, though after applying loads that far exceeded physiological chewing forces. The cohesive chipping fracture was noticed in four specimens each of the DVS and LT groups. The sensitivity to chipping of hand-layered crowns is a common complication and is frequently described in the literature.<sup>19,46,47</sup> Adhesive delamination was only found for the Infix groups: three crowns of the IP group, and two crowns of the IC group that failed showed this fracture mode. All remaining specimens suffered a combined total fracture involving the veneering and zirconia substructure. The hand-layered DC crowns did not appear to be vulnerable to chipping due to the thin layer of veneering ceramic. The effect of decreasing layering thicknesses resulted in higher fracture resistance and less chipping complications, as reported by Geminiani et al.<sup>48</sup> As adhesive fracture only occurred for the Infix specimens, the question arises as to whether the veneering material, the joining ceramic, or the manufacturing process itself is the cause of this failure mode. Inspecting the SEM images, the joining gap of the IP specimens was partially unfilled or hardly filled with ceramic material, whereas the joining gap of the IC crowns presented a nonhomogeneous connection area with multiple small air pockets along the veneering site. By comparison, the SEM analysis of the DVS and CO crowns exhibited a very homogeneously filled joining gap (Fig 7). From these findings one may conclude that the adhesive failure predominantly originates from the joining ceramic and is not caused by the veneering material. However, human error during the joining process cannot be completely excluded.

In general, all tested fabrication modes in the present *in vitro* study demonstrated high levels of quality, no susceptibility to artificial ageing, and superior fracture toughness. Especially the completely digital veneering systems DVS, CO, and IC as well as the DC group represent new, efficient, and promising alternative approaches for the production of all-ceramic restorations. Nevertheless, the traditional hand-layering technique represents an established and reliable manufacturing process for fixed all-ceramic restorations. Only the press-on technique used in the IP group neither provides a simplification of the manufacturing process nor a superior mechanical or esthetic outcome compared to the other groups. Further *in vitro* comparisons with full-contour





**Fig 7a to c** SEM images of fractured crowns from the IP, IC, and CO groups (a to c) showing the joining gap (magnification 200x).

**Abb. 7a bis c** REM-Aufnahmen von frakturierten IP- (a), IC (b)- und CO-Kronen (c) mit dargestelltem Fügespalt in 200-facher Vergrößerung.

lithium disilicate crowns and full-contour zirconia crowns could not only provide a comparative overview and classification of different current all-ceramic fabrication methods, but could also give indication-based demarcations between the alternatives. Eventually, clinical long-term studies for the complete digital systems concerning the durability, esthetic outcome, and biological compatibility under real conditions need to be performed.

## Conclusion

Based on the findings of this study, the *in vitro* performance of digitally veneered all-ceramic single crowns strongly indicates that a clinical application with respect to wear behavior and mechanical resistance can be recommended. The veneering method – CAD/CAM veneering, heat pressing, or hand layering of zirconia frameworks – did not influence the fracture resistance, even though failure patterns were distinguished. Despite the rapid advancement of the digital manufacturing processes, as long as manual procedures are still required for joining, glazing, and adaptation of the crowns, human inaccuracy will always occur and will necessarily influence the overall outcome. However, digital veneering offers an interesting time- and cost-efficient fabrication mode for all-ceramic restorations with a reasonable esthetic outcome and excellent mechanical properties.

## Conflict of interest

The author Florian Beuer lectures for Ivoclar Vivadent for a reasonable honorarium. The other authors declare that they have no conflict of interest.

gen. Da ein Versagen des adhäsiven Verbundes ausschließlich bei den Infix-Prüfgruppen auftrat, drängt sich die Frage auf, ob das Verblendmaterial, die Fügekeramik oder der Herstellungsprozess selbst als Ursache dafür ausgemacht werden können. Bei Betrachtung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen fällt auf, dass der Fügespalt der Infix-Press-Prüfkörper teilweise spärlich oder gänzlich ungefüllt mit Keramikmasse erscheint, wohingegen der Fügespalt der Infix-CAD-Krone eine inhomogene Verbundzone mit multiplen kleinen Lufteinschlüssen entlang der Verblendschicht aufweist. Im Gegensatz dazu zeigt die REM-Analyse bei den DVS- und CO-Kronen einen sehr homogen ausgefüllten Fügespalt (Abb. 7). Diese Erkenntnisse lassen darauf schließen, dass ein adhäsives Versagen weniger durch das Verblendmaterial, sondern vielmehr durch das verwendete Fugematerial beeinflusst wird. Allerdings können auch menschliche Fehler im Fügeprozess niemals ausgeschlossen werden.

Generell demonstrierten alle in der vorliegenden Studie untersuchten Fertigungssysteme einen hohen Qualitätsstandard, keine Fehleranfälligkeit bei künstlicher Alterung und hervorragende Bruchfestigkeit. Insbesondere die volldigitalisierten Verblendsysteme DVS, CO und IC sowie DC repräsentieren hierbei einen neuen, effizienten und vielversprechenden Ansatz in der Herstellung vollkeramischer Restaurationen. Die traditionelle Schichttechnik erwies sich dennoch weiterhin als etablierte und verlässliche Methode bei der Fertigung festsitzender vollkeramischer Versorgung. Lediglich die in der IP-Gruppe angewandte Überpresstechnik konnte sich im Vergleich weder durch eine Vereinfachung des Fertigungsprozesses noch durch eine Überlegenheit hinsichtlich mechanischer oder ästhetischer Eigenschaften als Alternative erweisen. Wei-



tergehende In-vitro-Untersuchungen unter Einbeziehung vollanatomisch hergestellter Lithiumdisilikat- sowie Zirkonkronen wären nicht nur hilfreich, um einen komparativen Überblick gängiger vollkeramischer Systeme zu erhalten, sondern könnten auch indikationsbasierende Empfehlungen aussprechen. Und schlussendlich werden sicherlich klinische Langzeitstudien über die Lebensdauer, das ästhetische Ergebnis und die Biokompatibilität volldigitalisierter Verfahren unter Realbedingungen zur abschließenden Beurteilung vonnöten sein.

## Schlussfolgerungen

Auf Basis der Erkenntnisse der vorliegenden In-vitro-Studie kann der klinische Einsatz digital verblendeter vollkeramischer Einzelzahnkronen hinsichtlich ihres Abrasionsverhaltens und der Bruchfestigkeit empfohlen werden. Dabei hatte die Verblendmethodik, CAD/

CAM-gefertigt, gepresst oder handgeschichtet, lediglich Einfluss auf den Frakturmodus der Restaurationen, nicht jedoch auf deren Bruchfestigkeit. Doch solange es manueller Herstellungsschritte bei Fügung, Glasierung und Adaptation der Kronen bedarf, werden „menschliche Unzulänglichkeiten“ – ungeachtet des rasanten Aufstiegs digitaler Fertigungsprozesse – das Gesamtergebnis unweigerlich beeinflussen. Demgegenüber stellen die digitalen Verblendtechniken interessante sowie zeit- und kosteneffektive Fertigungsmethoden vollkeramischer Versorgungen dar und erzielen ferner ein ansprechendes ästhetisches Ergebnis bei herausragenden mechanischen Eigenschaften.

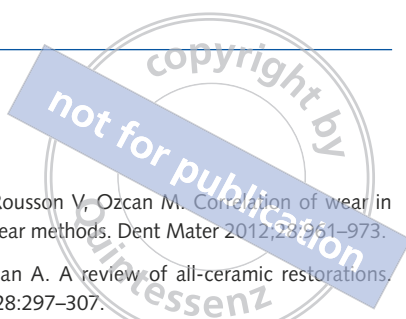
## Interessenskonflikt

Der Autor Florian Beuer ist entgeltlicher Referent für Ivoclar Vivadent. Für die übrigen Autoren besteht kein Interessenkonflikt.

## References

1. Strub JR, Stiffler S, Schärer P. Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. *Quintessence Int* 1988;19: 215–222.
2. Ferrari M, Sorrentino R, Cagidiaco C, et al. Short-term clinical performance of zirconia single crowns with different framework designs: 3-year clinical trial. *Am J Dent* 2015;28:235–240.
3. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, et al. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater* 2013;29:181–190.
4. Tada K, Sato T, Yoshinari M. Influence of surface treatment on bond strength of veneering ceramics fused to zirconia. *Dent Mater J* 2012;31:287–296.
5. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci* 2010;52:531–539.
6. Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M. Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *Eur J Oral Sci* 2011;119: 253–257.
7. Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CH. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater* 2011;27:1045–1053.
8. Øilo M, Quinn GD. Fracture origins in twenty-two dental alumina crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;53:93–103.
9. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008;21:217–222.
10. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383–388.
11. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater* 2015;31:603–623.
12. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505–511.
13. Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ. In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2015;34:495–502.
14. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28:3–12.
15. Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *J R Soc Interface* 2013;10:20130203.
16. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:22–32.





17. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14:E141–E145.
18. Proussaefs P. Crowns cemented on crown preparations lacking geometric resistance form. Part II: effect of cement. *J Prosthodont* 2004;13:36–41.
19. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings – a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25:121–128.
20. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist – a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008;24:433–449.
21. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006;22:712–734.
22. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997;76:1799–1807.
23. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009;37:978–983.
24. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6:462–467.
25. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000;13:387–391.
26. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater* 1995;11:142–146.
27. DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1985;1:238–242.
28. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater* 2012;28:909–918.
29. Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater* 2008;24:667–673.
30. Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, et al. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc* 2011;142(suppl 2):45–95.
31. Hmaidouch R, Weigl P. Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: a systematic literature review. *Int J Oral Sci* 2013;5:183–190.
32. Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent* 2002;87:451–459.
33. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* 2006;22:693–701.
34. Ghazal M, Hedderich J, Kern M. Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci* 2008;116:585–592.
35. Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dent Mater* 2012;28:961–973.
36. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128:297–307.
37. Akesson J, Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. *J Oral Rehabil* 2009;36:516–523.
38. Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater* 2015;31:907–915.
39. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater* 2016;32:442–449.
40. Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont* 2005;18:328–332.
41. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 2014;58:208–216.
42. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J* 2011;30:281–285.
43. Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater* 2013;29:307–316.
44. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31:682–688.
45. Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Hammerle CH. Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation. *Dent Mater J* 2011;30:554–562.
46. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent* 2012;40:154–162.
47. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010;23:434–442.
48. Geminiani A, Lee H, Feng C, Ercoli C. The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2010;103:275–282.

## Address/Adresse

Dr. Oliver Schubert

Dr. Ephraim Nold

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Klinikum der Universität München  
Goethestraße 70, 80336 München

## VI. Literaturverzeichnis

1. Kelly, J.R. and P. Benetti, *Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice*. Aust Dent J, 2011. **56 Suppl 1**: p. 84-96.
2. Alghazzawi, T.F., *Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation*. J Prosthodont Res, 2016.
3. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. Br Dent J, 2008. **204**(9): p. 505-11.
4. Ozkurt, Z. and E. Kazazoglu, *Clinical success of zirconia in dental applications*. J Prosthodont, 2010. **19**(1): p. 64-8.
5. Manicone, P.F., P. Rossi Iommetti, and L. Raffaelli, *An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications*. J Dent, 2007. **35**(11): p. 819-26.
6. Pjetursson, B.E., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18 Suppl 3**: p. 73-85.
7. Jung, R.E., et al., *A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(2): p. 119-30.
8. Guess, P.C., et al., *All-ceramic systems: laboratory and clinical performance*. Dent Clin North Am, 2011. **55**(2): p. 333-52, ix.
9. Roediger, M., et al., *Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results*. Int J Prosthodont, 2010. **23**(2): p. 141-8.
10. Schwarz, S., et al., *Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns*. Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14 Suppl 1**: p. e119-25.
11. Ritter, J.E., *Predicting lifetimes of materials and material structures*. Dent Mater, 1995. **11**(2): p. 142-6.
12. Zimmermann, M., et al., *Intraoral scanning systems - a current overview*. Int J Comput Dent, 2015. **18**(2): p. 101-29.
13. van Noort, R., *The future of dental devices is digital*. Dent Mater, 2012. **28**(1): p. 3-12.
14. Salmi, M., et al., *A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study*. J R Soc Interface, 2013. **10**(84): p. 20130203.
15. Priest, G., *Virtual-designed and computer-milled implant abutments*. J Oral Maxillofac Surg, 2005. **63**(9 Suppl 2): p. 22-32.
16. Fuster-Torres, M.A., et al., *CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2009. **14**(3): p. E141-5.

## **VII. Danksagung**

Mein größter und aufrichtigster Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Florian Beuer für die freundliche Überlassung des Themas und seinen intensiven Einsatz zur Erlangung der Forschungsmittel und bei der Publikation der Ergebnisse. Überdies möchte ich auch das jederzeit freundschaftliche und harmonische Betreuungsverhältnis betonen.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. Dipl. Ing. Kurt Erdelt für die tatkräftige und stets prompte und unkomplizierte Expertise bei der Bedienung der Prüfgeräte und bei der Auswertung der erhobenen Daten danken.

Allen Mitautoren der beiden Publikationen gilt ein herzlicher Dank für die kollegiale, freundschaftliche und unterhaltsame Kooperation.

Ein besonderer Dank gilt auch dem zahntechnischen Team der Prothetik der LMU München um Josef Schweiger, Marc Ramberger und Karla Köbele-Bogai sowie außerdem Frau Gisela Dachs für die angenehme Zusammenarbeit.

Bei allen an den beiden Studien beteiligten Unternehmen möchte ich mich für die großzügigen Materialspenden bedanken, ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Abschließend möchte ich allen Personen und dabei insbesondere meiner Familie und Katharina meine tiefste Dankbarkeit ausdrücken, die mir während der langwierigen und anstrengenden Arbeiten jederzeit mit Rat und Tat zur Seite standen und mich dabei nach Kräften unterstützt haben.